

**Desenvolvimento de Metodologia Digital para Projeto e Fabrico de
Próteses Extraorais
INEGI**

Bárbara Flávia Carvalho Teixeira Mendes

Relatório do Projecto Final / Dissertação do MIEM

Orientador no INEGI: Rui Neto/Margarida Machado

Orientador na FEUP: Jorge Lino



**Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**

Junho de 2014

Aos meus pais, irmão e namorado

Resumo

As próteses extraorais ajudam as pessoas a superar problemas emocionais causados por defeitos faciais, proporcionando-lhes alívio extremo e a satisfação pela aceitação da sua aparência física. Convencionalmente, estas próteses são fabricadas por um anaplastologista através de um processo manual, dispendioso e demorado. Os avanços nas ferramentas de computação e engenharia possibilitaram uma melhoria significativa na conceção e fabrico de próteses de silicone. Com o método digital, o levantamento de forma é efetuado utilizando imagens médicas ou digitalização por luz estruturada. Os dados resultantes do levantamento de forma são usados para o projeto e fabrico das próteses ou moldes. O método digital apresenta menos passos que o método convencional, mas requer o acesso a tecnologias avançadas.

A motivação deste trabalho visou o desenvolvimento de uma metodologia para fabricar próteses faciais à medida a que explora a utilização do método digital. Foram, assim, desenvolvidos dois casos de estudo: uma rapariga de 15 anos, com um defeito congénito na orelha; e um homem de 52 anos, submetido a uma exenteração ocular virtual.

A metodologia desenvolvida envolveu cinco tarefas: (i) aquisição de imagem; (ii) biomodelação 3D; (iii) fabrico do molde; (iv) fabrico da prótese; e (v) ajustes finais.

A aquisição de imagem da superfície anatómica pode ser obtida através de imagens médicas, sendo necessário proceder a uma segmentação para obter um modelo virtual da superfície anatómica em formato STL. No caso de se utilizar as técnicas de engenharia inversa para o levantamento de forma, como a digitalização por luz estruturada, é gerado um modelo 3D em STL. Se a digitalização for efetuada diretamente no paciente, este necessita de permanecer estático. No caso da digitalização de superfícies mais complexas, como a orelha, procede-se à digitalização a partir de um modelo polimérico criado através da impressão direta por molde rápido de alginato de sódio do paciente.

Com os ficheiros STL da anatomia do paciente, procedeu-se à biomodelação 3D em *3-matic (Materialise)*, com o objetivo de reconstruir a parte em falta da anatomia e, assim, construir um modelo tridimensional em SL que permitiu obter os moldes em silicone ou o projeto e fabrico dos moldes diretamente em SL.

No fabrico da prótese, o silicone pigmentado foi vazado para o interior do molde, sendo curado e desmoldado. Foram efetuados acabamentos finais, como coloração extrínseca e colocação de pelos, para obter uma aparência mais realista.

A abordagem proposta mostrou resultados encorajadores, uma vez que poupa tempo e permite a realização de prótese com o mínimo contacto e desconforto para os pacientes, revelando excelentes resultados estéticos e funcionais.

Digital Approach for Development and Manufacture of extraoral prostheses

Abstract

Extraoral prostheses help people overcome the emotional problems caused by facial defects, while providing extreme relief and physical appearance self-approval. Conventionally, these prostheses are manually manufactured by an anaplastologist, through an expensive and time-consuming process. Using the digital method, data acquisition is performed through medical imaging or structured light scanning. This data is then used to design and manufacture the prosthesis. The digital method has fewer stages than the conventional method, but requires having access to advanced technologies.

The motivation of this project is to develop an approach to the manufacturing of custom facial prosthesis. The case studies were a 15-year-old girl with a congenital defect in her right ear and a 52-year-old man who was subjected to a virtual ocular exenteration.

The approach involved five stages: (i) data acquisition; (ii) 3D biomodelling; (iii) production of the mould; (iv) production of the prosthesis and (v) final fittings.

Data acquisition of the anatomical surface can be carried out by medical imaging; an STL file is obtainable through segmentation of the 2D images. On the other hand, reverse engineering related techniques such as structured light scanning create the STL model directly. If the patient is directly subjected to scanning, complete stillness is essential. The scanning of more complex shapes, such as an ear, is indirect; through lifecasting, a model is created and, ultimately, scanned.

The STL files were then exported to *3-matic* software (Materialise), and the models were repaired and prepared for stereolithography manufacturing through 3D biomodelling. SL direct moulds were also designed in this stage.

The coloured silicone was casted into the mould, cured and demoulded. A few final fittings were performed, such as extrinsic pigmentation and placing of hair, in order to obtain a more natural appearance.

The proposed approach revealed an encouraging outcome, since it was considerably fast and the prostheses were manufactured with minimum contact and discomfort for the patients, while maintaining excellent aesthetic and functional results.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador no INEGI, Rui Neto, pelos conhecimentos transmitidos, pela confiança depositava, pela autonomia que me deu durante a realização deste trabalho e pela oportunidade que me ofereceu em realizar a dissertação nesta instituição.

Ao professor Jorge Lino, orientador na FEUP, agradeço o apoio e acompanhamento. Gostaria de expressar a minha gratidão por se ter disponibilizado para fazer parte de um dos casos de estudo.

Agradeço ao INEGI pelo acolhimento e pela oportunidade de aprendizagem que me proporcionou, não só na área das próteses extraorais, mas também noutras áreas.

Agradeço à unidade CETECOFF, Bártolo Paiva, Carlos Moreira, Sertório Lares, Ricardo Paiva, Mafalda Couto e Margarida Machado pela ajuda prestada ao longo do meu trabalho.

Não posso deixar de agradecer à Andreia Durães, pelo acolhimento, boa disposição e companheirismo.

Deixo um especial agradecimento aos meus pais, irmão e namorado pelo apoio e paciência ao longo da dissertação e de todo o curso.

Por fim, agradeço o financiamento do Projeto SAESCTN-PII & DT/1/2011 co-financiado pelo Programa Operacional Regional do Norte (ON.2 - O Novo Norte), sob Quadro de Referência Estratégico Nacional (QREN), através do Fundo de Desenvolvimento EUROPEU Regional (FEDER).

.

Índice de Conteúdos

1. INTRODUÇÃO	13
1.1. ENQUADRAMENTO	13
1.2. OBJETIVOS	14
1.3. ORGANIZAÇÃO E TEMAS ABORDADOS NO PRESENTE RELATÓRIO	14
2. PRÓTESES EXTRAORAIS: EVOLUÇÃO DAS PRÓTESES AO LONGO DO TEMPO	15
2.1. TIPOS DE PRÓTESES	16
2.1.1. Prótese orbital	17
2.1.2. Prótese nasal	17
2.1.3. Prótese da orelha	18
2.1.4. Prótese dos dedos	19
2.2. ANTROPOMETRIA DA FACE	19
2.3. ANTROPOMETRIA DA ORELHA	21
3. MATERIAIS PARA PRÓTESES EXTRAORAIS	22
3.1. POLÍMEROS PARA PRÓTESES EXTRAORAIS	24
3.1.1. Silicones - Polidimetilsiloxano	26
3.1.2. Elastómero Poliuretano	31
3.1.3. Elastómero de Polietileno de Cloro	31
3.1.4. Elastómero de Policloreto de Vinilo	32
3.1.5. Resina Acrílica rígida	32
4. AQUISIÇÃO DE GEOMETRIA ANATÓMICA	33
4.1. TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTARIZADA (TAC OU CT – COMPUTED TOMOGRAPHY)	33
4.1.1. Efeito de pixel parcial	35
4.1.2. Espessura da fatia	35
4.2. RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM OU MRI – MAGNETIC RESONANCE IMAGING)	36
4.2.1. Distância de digitalização	37
4.3. ENGENHARIA INVERSA	37
4.3.1. Digitalização superficial por perfilometria laser	40
4.3.2. Digitalização por projeção de luz estruturada	41
4.3.3. Limitações e dificuldades do processo de digitalização	44
4.4. COMPARAÇÃO DOS DIFERENTES MÉTODOS	45
4.5. SOFTWARE PARA PROCESSAMENTO DE IMAGENS MÉDICAS	46
4.6. JUNÇÃO E ADAPTAÇÃO DOS VOLUMES EM FALTA: PROCESSO DE BIOMODELAÇÃO	47
5. PROCESSOS DE FABRICO	48
5.1. PROCESSOS DE FABRICO ADITIVO	48
5.1.1. Estereolitografia (SL)	49
5.1.2. Sinterização Seletiva por laser (SLS)	49
5.1.3. Impressão Tridimensional - 3D Printing	50
5.1.4. Modelação por extrusão de plástico (FDM)	51
5.1.5. Comparação dos processos de fabrico aditivo no fabrico de próteses	52
5.2. PIGMENTAÇÃO DA PRÓTESE	53
5.2.1. Pigmentação intrínseca	53

5.2.2.	<i>Coloração extrínseca</i>	54
5.3.	MÉTODOS DE FABRICO	55
5.3.1.	<i>Método convencional</i>	55
5.3.2.	<i>Método digital</i>	59
5.4.	ACABAMENTOS	61
5.5.	SISTEMAS DE RETENÇÃO	62
5.5.1.	<i>Armações de óculos</i>	63
5.5.2.	<i>Adesivos</i>	64
5.5.3.	<i>Implantes ósseo-integrados</i>	64
6.	PARTE EXPERIMENTAL	66
6.1.	ENSAIO PRÉ-CLÍNICO DO FABRICO DE PRÓTESES EM SILICONE DE TECIDOS MOLES.....	66
6.1.1.	<i>Descrição do caso de estudo</i>	66
6.1.2.	<i>Metodologia</i>	67
6.1.3.	<i>Discussão e conclusões do ensaio pré-clínico</i>	69
6.2.	CASO DE ESTUDO I: PRÓTESE AURICULAR PARCIAL.....	70
6.2.1.	<i>Descrição do caso de estudo</i>	70
6.2.2.	<i>Metodologia</i>	71
6.2.3.	<i>Aquisição de dados</i>	72
6.2.4.	<i>Impressão das orelhas</i>	76
6.2.5.	<i>Digitalização 3D dos modelos de resina</i>	80
6.2.6.	<i>Projeto da prótese auricular – Biomodelação das orelhas</i>	82
6.2.7.	<i>Modelação de encaixe total da orelha</i>	88
6.2.8.	<i>Fabrico por Estereolitografia</i>	93
6.2.9.	<i>Fabrico do molde</i>	96
6.2.10.	<i>Fabrico da prótese</i>	99
6.2.11.	<i>Pigmentação da prótese</i>	100
6.2.12.	<i>Sistema de Retenção</i>	101
6.2.13.	<i>Projeto da nova prótese com encaixe anatómico</i>	101
6.3.	RELATO DE CASO DE ESTUDO DE PRÓTESE ORBITAL NO INEGI.....	106
6.4.	CASO DE ESTUDO II: PRÓTESE OCULOPALPEBRAL TOTAL.....	108
6.4.1.	<i>Descrição do caso de estudo</i>	108
6.4.2.	<i>Metodologia</i>	109
6.4.3.	<i>Aquisição de dados</i>	110
6.4.4.	<i>Projeto da prótese oculopalpebral</i>	112
6.4.5.	<i>Fabrico da prótese oculopalpebral a partir do protótipo da prótese</i>	115
6.4.6.	<i>Conceção da prótese com olho de vidro</i>	117
6.4.7.	<i>Conceção do molde</i>	120
6.4.8.	<i>Materialização do molde em estereolitografia</i>	123
6.4.9.	<i>Fabrico da prótese oculopalpebral com olho protésico</i>	124
6.4.10.	<i>Sistema de retenção</i>	126
6.4.11.	<i>Acabamento finais</i>	126
6.5.	METODOLOGIA DESENVOLVIDA.....	127
6.6.	DETERMINAÇÃO DE CUSTOS E PRAZOS DE ENTREGA	128
7.	CONCLUSÕES	131
8.	TRABALHOS FUTUROS	133
9.	REFERÊNCIAS	134

ANEXO A:	FICHA TÉCNICA DOS SILICONES DRAGON SKIN® DA SMOOTH-ON	137
ANEXO B:	FICHA TÉCNICA DA ATOS III TRIPLE SCAN	138
ANEXO C:	INFOMAÇÕES TÉCNICAS DA VIPER™SLA®SYSTEM	139
ANEXO D:	FICHA TÉCNICA DOS SILICONES ECOFLEX® GEL DA SMOOTH-ON	140

Lista de Abreviaturas

aprox. – aproximadamente

cm³ – centímetros cúbicos

est. – estruturada

ex. – exemplo

g – grama

h – hora

kg – kilograma

mm – milímetro

min. – minutos

pág. – página

px – *pixels*

ref – referência

Shore A – Escala de dureza definida por *Albert F. Shore*, para medir a dureza da penetração em objectos elastoméricos

Lista de síglas

AM – Fabrico aditivo (*Additive Manufacturing*)

2D – 2 Dimensões

3D – 3 Dimensões

CAD – *Computer Aided Design*

CAE – *Computer Aided Engineering*

CAM – *Computer Aided Manufacturing*

CCD – *Charge-coupled Device*

CNC – Cootrolo Numérico por Computador

CPE – Polietileno de Cloro

DICOM - *Digital Imaging and Communications in Medicine*

EMP – *Electromagnetic Pulse*

FDM – *Fused Deposition Modelling*

HTV – *High Temperature Vulcanization*

INEGI – Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

PDMS – Polidimetilsiloxano

PET - Polietileno

PMMA – Polimetacrilato de Metilo

RM – Ressonância Magnética

RTV – *Room Temperature Vulcanization*

SL – Estereolitografia

SLS – Sinterização Seletiva a *Laser*

STL – *Standard Tessellation Language*

TAC – Tumografia Axial Computorizada

TDP – *Three-Dimensional Printing*

TPM – Tripropileno Glicol Metil Éter

UV – Ultravioleta

Lista de Figuras

Figura 1 – Ambre Paré, “pai” da anaplastologia	15
Figura 2 - Reconstruções protésicas de Paré	15
Figura 3 – Conceção de máscaras para soldados gravemente feridos em combate	16
Figura 4 - (a) Paciente antes de colocar a prótese (b) Face com implantes ósseo-integrados (c) Paciente com prótese	17
Figura 5 – Projeto e metodologia de fabrico de uma prótese nasal.....	18
Figura 6 - (a) Área de defeito da paciente com implantes ósseo-integrados (b) vista lateral e (c) vista de frente da paciente com a prótese auricular no local	18
Figura 7 - (a) Mãos com dedos em falta; (b) mãos com próteses.....	19
Figura 8 - Pontos de referência da face humana.....	19
Figura 9 - Anatomia do ouvido externo	21
Figura 10 - Diagrama da divisão dos tipos de materiais relevantes para este trabalho	22
Figura 11 - Sistema de cura de condensação para a borracha de silicone (RTV)	26
Figura 12 - Sistema de adição de cura para a borracha de silicone (RTV)	27
Figura 13 - Estrutura química do Poliuretano.	31
Figura 14 - Estrutura química do Polietileno de Cloro.....	31
Figura 15 - Policloreto de vinilo.....	32
Figura 16 – Imagem TAC da cabeça.	34
Figura 17 – (a) Forma original do objeto; (b) Efeito do tamanho do <i>pixel</i> ; (c) Imagem tomográfica (efeito desfocado).	35
Figura 18 – Imagem RM da cabeça.....	36
Figura 19 - Processo de aquisição de dados (Engenharia Inversa).....	38
Figura 20 - Aplicação de filtro para redução de ruído.....	38
Figura 21- Registo de nuvens de pontos através de “autocolantes” de referência	39
Figura 22 - Princípio de operação do sensor conoscópico a <i>laser</i>	40
Figura 23 - Sistemas de digitalização por <i>laser</i> : (a) Digitalizador de corpo inteiro. (b) Digitalizador cefálico. (c) Digitalizador podal “Pedus”.....	41
Figura 24 - Modelo de configuração de um sistema de medição com luz estruturada.....	41
Figura 25 - Representação esquemática das fontes de erro do processo de aquisição de dados por luz estruturada.	42
Figura 26 - Equipamento de digitalização por luz estruturada "Capturor", da inSpeck (Canadá) - projeção do feixe de luz, à esquerda e unidade de projeção/captura, à direita.....	43
Figura 27 - Exemplo de um sistema de digitalização de corpo inteiro, composto por 6 unidades "Capturor"	43
Figura 28 - Exemplo de utilização de secções transversais 2D (a) no software Mimics para obtenção de ficheiros 3D (b)	46

Figura 29 - Exemplo de criação de prótese por modelação em 3-matic.....	47
Figura 30 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de SL.	49
Figura 31 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de SLS.	49
Figura 32 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de TDP.....	50
Figura 33 - Próteses fabricadas por impressão 3D a cores	50
Figura 34 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de FDM.	51
Figura 35 – Paleta de amostras em silicone de cor de pele	53
Figura 36 - Coloração extrínseca de prótese	54
Figura 37 - Fluxograma de conceção de próteses pelo método convencional	55
Figura 38 – <i>Lifecasting</i> de uma face: a) Aplicação do silicone b) Face coberta c) Colocação de bandas	56
Figura 39 – Fluxograma da conceção de uma prótese pelo método digital	60
Figura 40 - Diferentes sobancelhas postiças	61
Figura 41 - Prótese ocular em PMMA: (a) Pintura à mão da íris para se parecer com o olho saudável (b); (c) aparência frontal; (d) superfície convexa posterior.....	62
Figura 42 - Utilização de armação de óculos como sistema de retenção de prótese nasal.....	63
Figura 43 - Utilização de armação de óculos em prótese orbital.....	63
Figura 44 - Aplicação de um adesivo numa prótese auricular	64
Figura 45 – Implante ósseo-integrado para prótese de orelha	65
Figura 46 – Magneto	65
Figura 47 – Pés da paciente	66
Figura 48 – Macho colocado no interior do molde para criação da prótese do dedo do pé	67
Figura 49 – Adição de pigmentos.....	67
Figura 50 – Colocação da mistura na câmara de vácuo	68
Figura 51 – Vazamento do silicone para o interior da cavidade	68
Figura 52 – Prótese de silicone final	68
Figura 53 – Prótese com falha de enchimento na zona da planta do pé.....	68
Figura 54 – Fotografias de diferentes ângulos da orelha com deformidade.....	70
Figura 55 - Fluxograma representativo da metodologia desenvolvida (tarefas não-planeadas a cor de tijolo)	71
Figura 56 - Equipamento TAC utilizado da SIEMENS (Sensation Cardiac 64).....	72
Figura 57 - Gráfico da threshold selecionada para seleção dos tecidos moles.....	73
Figura 58 - Imagem da interface do Mimics aquando à criação da primeira máscara	73
Figura 59 – Gráfico do threshold referente ao TAC da paciente e respetiva escala selecionada.	74
Figura 60 - Imagem da interface do Mimics aquando à criação da segunda máscara	74

Figura 61 - (a) Imagem 3D obtida através dos ficheiros DICOM, lado direito ; (b) Zoom da orelha com deformidade	75
Figura 62 - (a) Imagem 3D obtida através dos ficheiros DICOM, lado esquerdo; (b) Zoom da orelha com deformidade	75
Figura 63 - Vazamento do alginato	77
Figura 64 – Lifecasting: cura do alginato	77
Figura 65 – Molde resultante da impressão em alginato	78
Figura 66 – Pesagem da resina	79
Figura 67 – Vazamento da resina para o interior da impressão.....	79
Figura 68 – Modelos das orelhas em resina	80
Figura 69 - Equipamento de digitalização por luz estruturada: ATOS III Triple Scan.....	80
Figura 70 - Pontos de referência nos modelos das orelhas.....	81
Figura 71 - Modelo digital tridimensional obtido através de digitalização por luz estruturada	81
Figura 72 – Denominação das vistas: a) Vista frontal; b) Vista superior; c) Vista lateral esquerda; d) Vista lateral direita; e) Vista inferior ; f) Vista posterior.....	82
Figura 73 - Zona de dados redundantes, a verde.	82
Figura 74 - Orelha esquerda, após o espelhamento (a vermelho).	83
Figura 75 - Vista de corte do modelo da orelha, ainda como superfície.	83
Figura 76 – (a) Orelha sã (com volume); (b) Orelha com deformidade (com volume)	84
Figura 77 - As orelhas (com deformidade e sã), lado a lado	84
Figura 78 - Sobreposição das duas orelhas, segundo diferentes ângulos	85
Figura 79 – Junção das orelhas com alinhamento de forma a garantir o lóbulo visível.....	86
Figura 80 - Vista lateral esquerda da orelha após ajustamento e união das orelhas.....	86
Figura 81 - Criação de superfície sobre a hélix da orelha	87
Figura 82 – Vista lateral direita da orelha com prótese	88
Figura 83 – Sobreposição ótima de ajuste da orelha	88
Figura 84 – Comparação da rotação da “orelha com prótese”: (a) com a orelha esquerda (b).....	89
Figura 85 - Processo de alinhamento dos dois modelos, através da marcação de pontos em comum	90
Figura 86 - Sobreposição entre os modelos da orelha com deformidade e da “orelha com prótese”	91
Figura 87 - Modelo resultante da subtração booleana: vista lateral esquerda (a) e vista posterior (b)	92
Figura 88 - Modelo da prótese, durante a eliminação manual dos elementos em excesso	92
Figura 89 - Modelo final da prótese: vista frontal (a), vista lateral direita (b) e vista anterior (c)	93

Figura 90 - Máquina SL (INEGI)	93
Figura 91 - Câmara de lavagem das peças produzidas por SL	94
Figura 92 - (a) Câmara UV (INEGI); (b) Peças em SL no processo de pós-cura	94
Figura 93 - Protótipo da prótese em resina: (a) vista de frontal; (b) vista posterior.....	95
Figura 94 - Modelo em SL da orelha com deformidade.....	95
Figura 95 - Teste de encaixe do protótipo da prótese no modelo em resina da orelha com deformidade	95
Figura 96 – Definição de uma linha de apartação.	96
Figura 97 – Criação de um canal de vazamento e de suporte.....	96
Figura 98 – Construção da caixa de moldação	97
Figura 99 – Caixa para criação do molde com o silicone em fase de cura.....	98
Figura 100 - Processo de separação das duas cavidade do molde	98
Figura 101 – Molde para vazamento do silicone.....	99
Figura 102 – Vazamento e cura do silicone em plano inclinado	99
Figura 103 – Teste de encaixe da prótese parcial da orelha.	100
Figura 104 – Criação de uma paleta de cores da prótese parcial da orelha	100
Figura 105 – Planeamento da área de extensão da prótese	101
Figura 106 – Resultado do offset da orelha direita: (a) Vista frontal; (b) Vista posterior.....	101
Figura 107 – (a) Área de extensão da prótese; (b) Offset da área selecionada.....	102
Figura 108 – Vista lateral direita após criação do offset	102
Figura 109 - Sobreposição da extensão da prótese na orelha com deformidade	102
Figura 110 – Modelo da prótese de diferentes vistas	103
Figura 111 – Processo de criação da membrana que abraça a parte de trás da orelha	103
Figura 112 – Modelo final em STL da prótese com encaixe anatómico	103
Figura 113 - Diferentes vistas do modelo da prótese final em resina	104
Figura 114 – Prótese com marcação da linha de apartação	104
Figura 115 – Teste de encaixe da prótese com retenção anatómica	105
Figura 116 - Prótese com falha de enchimento	105
Figura 117 – Paleta de cores para a prótese com retenção anatómica.....	105
Figura 118 – Prótese final com mais espessura	106
Figura 119 – Próteses finais com diferentes pigmentações	106
Figura 120 – Face 3D do paciente	107
Figura 121 – Projeto da prótese da zona ocular: (a) Definição da zona a espelhar; (b) Criação do plano de simetria e espelhamento; (c) Criação da prótese; (d) Criação do macho do molde	107

Figura 122 – Prótese em silicone na face em resina.....	108
Figura 123 - Fluxograma representativo da metodologia desenvolvida (tarefas não-planeadas a cor de tijolo)	109
Figura 124 – Ficheiro 3D da face do voluntário.....	110
Figura 125 - (a) Pintura da face do voluntário; (b) Digitalização 3D.....	111
Figura 126 - Modelo 3D da face do voluntário	111
Figura 127 – (a) Recorte da superfície 3D; (b) Superfície 3D a trabalhar	112
Figura 128 – (a) olho com defeito da digitalização; (b) eliminação do defeito; (c) tratamento do defeito; (d) eliminação de defeitos originários das pestanas	112
Figura 129 – Modelo 3D da face do paciente com exenteração virtual.	113
Figura 130 – Plano de simetria e superfície de espelhamento sobre a face.....	113
Figura 131 – Resultado da operação booleana da superfície espelhada com a superfície original	114
Figura 132 - Protótipo de prótese: diferentes perspetivas	114
Figura 133- (a) Modelo da face e da prótese produzida em SL; (b) Encaixe dos protótipos da prótese e da face produzidos em SL	115
Figura 134 – (a) Posicionamento do protótipo da prótese no interior de uma caixa; (b) Caixa com silicone para obtenção do molde.....	115
Figura 135 – Molde para obtenção da prótese ocular.....	116
Figura 136 – (a) Prótese oculopalpebral em silicone; (b) Verificação do encaixe da prótese oculopalpebral em silicone no modelo SL da face	116
Figura 137 – Medição do diâmetro do globo ocular e encaixe da prótese no modelo virtual	117
Figura 138 – Olho de vidro da KL Glass Eyes com referências para digitalização (Art. Nr. 900PA, MB03, Alemanha)	117
Figura 139 - Modelo tridimensional do olho protésico.	118
Figura 140 - Marcação e alinhamento da posição da íris na prótese.	118
Figura 141 – Alinhamento e desenho do local da íris.	119
Figura 142 - Ajuste rotacional do olho protésico.	119
Figura 143 - Esboço do molde para obtenção da prótese oculopalpebral com cavidade ocular.	120
Figura 144 - Criação das superfícies superior e inferior do modelo e linha de apartação.....	120
Figura 145 - Molde da prótese oculopalpebral (moldação superior).....	121
Figura 146 - Molde da prótese oculopalpebral (moldação inferior).....	121
Figura 147 - Posição do olho protésico relativamente ao molde projetado.....	122
Figura 148 - Montagem completa do molde.	122
Figura 149 - Molde da prótese oculopalpebral, olho protésico, guiamentos de aço e suporte do olho.	123

Figura 150 - Moldação inferior com guamentos e moldação superior.....	123
Figura 151 - Prótese oculopalpebral na desmoldação	124
Figura 152 – (a) Prótese oculopalpebral com olho protésico; (b) Prótese oculopalpebral .	124
Figura 153 – Prótese oculopalpebral encaixada no modelo da face do voluntário.	125
Figura 154 – Comparação entre a região oculopalpebral do voluntário e a prótese concebida	125
Figura 155 - Diagrama de Gantt para a estimativa de dias úteis necessários à concepção de uma prótese auricular parcial.....	129
Figura 156 - Diagrama de Gantt para a estimativa de dias úteis necessários à concepção de uma prótese oculopalpebral.....	129

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Polímeros usados em aplicações médicas.	25
Tabela 2 – Estudo de mercado dos silicones para aplicação em próteses extraorais	30
Tabela 3 - Comparação entre os vários tipos de digitalizadores	45
Tabela 4 - comparação dos diferentes métodos de fabrico aditivo.....	52
Tabela 5 - Comparação de alguns alginatos presentes no mercado	58
Tabela 6 - Informações técnicas sobre as imagens da TAC.	72
Tabela 7 – Principais caraterísticas do Silicone VTX 950/CAT 951	97
Tabela 8 - Características da pigmentação utilizada	100
Tabela 9 – Caraterísticas da pigmentação utilizada na prótese com retenção anatómica	105
Tabela 10 – Características do ficheiro DICOM utilizado para reconstrução 3D da face do paciente.....	106
Tabela 11 - Informações técnicas sobre as fatias da TAC.....	110
Tabela 12 – Resumo geral da metodologia desenvolvida.....	127
Tabela 13 – Estimativa de custo e prazos de entrega para o Caso de Estudo I.....	128
Tabela 14 - Estimativa de custo e prazos de entrega para o Caso de Estudo II	129
Tabela 15 - Comparação entre o método direto e indireto de fabrico de moldes.....	130

1. Introdução

1.1. Enquadramento

As próteses extraorais surgem da necessidade da melhoria da qualidade de vida psicológica e social, bem como uma melhoria estética por parte de pacientes com defeitos faciais. Estes defeitos podem ocorrer devido a traumatismos, doenças congénitas ou cirurgias de tumor ablativo (Karakoca et al. 2010). Para além disso, por exemplo, no caso da perda de uma orelha em presença do canal auditivo, a audição é afetada, porque a aurícula reúne o som e direciona-o para o canal. Com orelhas naturais, a aurícula atua como um ressonador para amplificar ligeiramente as frequências de som mais baixas (Manner 2003).

A reconstrução dos defeitos faciais pode ser realizada de forma cirúrgica ou protésica, dependendo do local, dimensões, etiologia, gravidade, idade e desejos do paciente (Karakoca et al. 2010). No entanto, a reconstrução cirúrgica pode estar condicionada pela idade, pela condição médica do paciente, tecido residual insuficiente, incompatibilidade de dadores, indesejado resultado estético ou preferências do paciente (Manner 2003). Quando tais restrições são um problema, a reabilitação protésica é considerada o tratamento adequado.

Na maior parte dos pacientes, as próteses extraorais adaptam-se com um nível de qualidade satisfatório (Yunpen et al. 2013).

Os fatores que influenciam o sucesso ou o insucesso de uma prótese facial são inúmeros. Para que uma prótese facial tenha sucesso tem que se obedecer a critérios de aceitabilidade estética, funcionalidade, biocompatibilidade e promover a respetiva retenção (Pekkan, Tuna, e Oghan 2011). Sendo este um processo de trabalho de laboratório intensivo e demorado, os resultados finais estão fortemente dependentes da experiência e destreza do técnico (Yunpen et al. 2013). Para além disso, pode ser altamente stressante para o paciente, uma vez que este tem de permanecer imóvel, de forma a evitar distorções da prótese (Oliveira et al. 2012).

A reabilitação protésica de defeitos da face e do corpo é uma área especializada de tratamento que deve ser considerada como complemento ao campo da cirurgia plástica e reconstrutiva. A evolução contínua na área dos materiais e das tecnologias de produção envolvidas permitiram que hoje em dia as próteses fabricadas sejam extremamente realísticas.

Para o fabrico da prótese pode-se recorrer a dois métodos distintos: “o método convencional” e o “método digital” (Leal 2011). Para tentar minimizar todos os inconvenientes enumerados anteriormente, o método digital é atualmente o mais indicado e também o mais usado. Neste método são usados meios tecnológicos avançados ligados à engenharia inversa e ao fabrico digital.

1.2. Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de metodologia digital para projeto e fabrico de próteses extraorais, que permita aumentar o realismo dessas próteses ao mesmo tempo que reduz o tempo de entrega ao paciente, assim como os custos de fabrico.

Este trabalho teve também como objetivo melhorar a qualidade de vida de uma paciente com um defeito congénito na sua orelha, através do fabrico de uma prótese.

Foi também definido o objetivo de verificar a viabilidade da conceção de uma prótese oculopalpebral para aplicação numa deformidade causada por exenteração ocular.

O presente trabalho teve ainda o objetivo de realizar e submeter um artigo científico para a 17ª Convenção Científica de Engenharia e Arquitetura da CUJAE (*Ciudad Universitaria Jose Antonio Echeverria*).

1.3. Organização e Temas Abordados no Presente Relatório

No capítulo 2, é introduzido o tema das próteses extraorais, num contexto histórico e descreve-se o contexto atual desta área. O capítulo 3 identifica os materiais utilizados neste tipo de próteses, caracterizando os critérios a que estes devem obedecer.

O capítulo 4 aborda os diferentes métodos de aquisição dos dados necessários para a produção de uma prótese comparando os processos mais tradicionais com os processos de aquisição utilizados no método digital. É também referido o processo de segmentação de imagem médica e o processo de biomodelação para projeto das próteses.

No capítulo 5 é feita a revisão bibliográfica que engloba os processos de fabrico e acabamentos das próteses em silicone.

Os casos de estudo são apresentados e descritos em pormenor no capítulo 6, e no capítulo 7 são, finalmente, discutidos os resultados e apresentadas as conclusões finais do trabalho.

2. Próteses Extraorais: Evolução das próteses ao longo do tempo

Escavações efetuadas em túmulos do antigo Egito confirmaram a utilização de próteses faciais, pois foram encontrados olhos artificiais, orelhas e narizes nas múmias egípcias.

As primeiras próteses para substituir defeitos maxilofaciais remontam ao século XVI, mostrando o uso de diferentes materiais e métodos. Existem vários documentos que reportam o uso de próteses; um deles destaca a reconstrução, em ouro e prata, do nariz do astrónomo dinamarquês Tycho Brahe (1546-1601) por Ambroise Paré (1510-1590). Paré (Figura 1) é considerado o pai das próteses extraorais: a sua obra respeitante à fabricação de próteses (Figura 2) é considerada a pedra fundamental da anaplastologia moderna (Zardawi 2012).



Figura 1 – Ambre Paré, “pai” da anaplastologia (MegaPress.2014.
<http://www.meggapress.com/2013/03/ambroise-pare.html>)

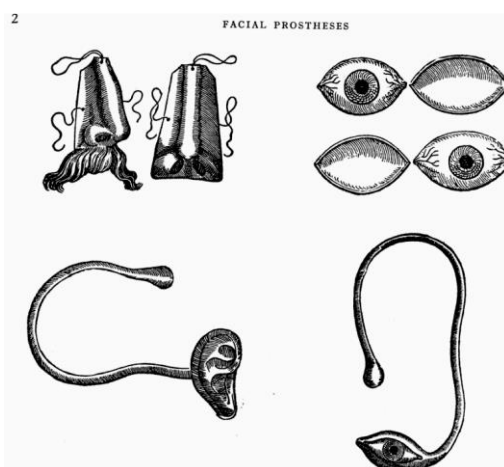


Figura 2 - Reconstruções protésicas de Paré (Zardawi 2012)

Entre 1800 e 1900, William Morton (1819), Kingsley (1880) e Claude Martin (1889), experimentaram fazer substituições de defeitos orais usando materiais cerâmicos. Em 1913, foram efetuadas experiências para produzir próteses nasais e oculares a partir de elastômero vulcanizado. Foi, inclusive, utilizada glicerina para produzir próteses faciais, mas estas apresentaram uma elevada taxa de degradação e um ciclo de vida curto (Zardawi 2012).

Durante a primeira guerra mundial, recorreu-se ao uso de próteses ou “máscaras” metálicas (Figura 3) para devolver aos soldados, afetados por lesões faciais irreparáveis, parte da sua autoconfiança e qualidade de vida social (Caroline 2007).

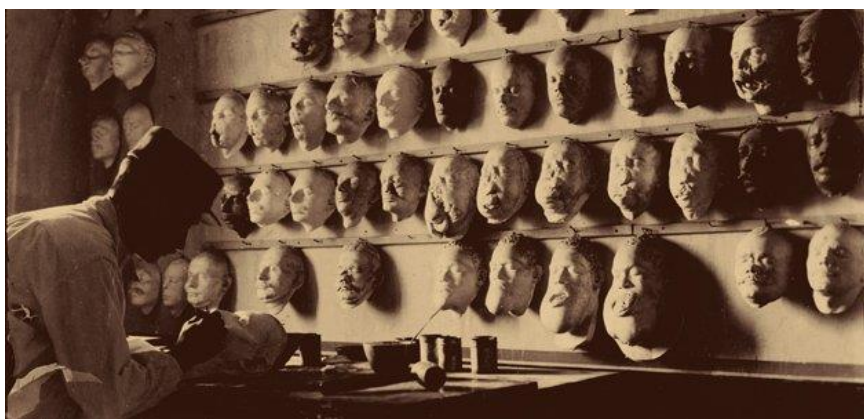


Figura 3 – Conceção de máscaras para soldados gravemente feridos em combate. (Caroline 2007)

A transição do uso de materiais metálicos para materiais mais suaves e parecidos com a borracha foi um grande avanço que permitiu a criação de próteses mais aproximadas à realidade. Nos anos 30, a borracha vulcanizada foi substituída por resina acrílica na fabricação de próteses maxilofaciais. Também se utilizavam copolímeros de vinil macio na substituição de tecidos moles, bem como corante, pigmento acrílico ou óleo misturado com os monómeros de resina acrílica.

Bulbulian, em 1945, descreveu o uso de próteses maxilofaciais suaves e flexíveis, à base de latex. Entre 1960 e 1970 foram introduzidos vários tipos de elastômeros. Barnhart, em 1960, introduziu uma borracha de silicone especial para a construção de próteses faciais, o que representou a grande revolução na história das próteses extraorais.

De 1970 até 1990, diferentes autores descreveram vários tipos de elastômeros usados em próteses extraorais. Gonzalez introduziu o poliuretano, enquanto que Lontz relata o uso de elastômeros de polisiloxano modificado. Lewis e Castleberry usaram composto de fenileno (Zardawi 2012).

Nos últimos anos, a tendência tem sido desenvolver novos processos de fabrico de próteses. O fabrico aditivo tem sido utilizado para a produção direta de moldes (Yunpen et al. 2013) ou mesmo de próteses extraorais por impressão tridimensional a cores (Zardawi 2012).

2.1. Tipos de próteses

Existem inúmeras variedades de próteses como casos diferentes de pacientes com lesões e defeitos. No entanto, as próteses mais comuns podem ser divididas em 4 grupos:

- Órbitais;
- Nasais;
- Orelha; e
- Dedos.

2.1.1. Prótese orbital

Uma prótese orbital é um dispositivo amovível que restaura artificialmente o olho, pálpebras, osso circundante e pele perdida como resultado de um trauma ou cirurgia. Este tipo de prótese oferece uma alternativa para a reabilitação quando a reconstrução cirúrgica de uma órbita não pode ser efetuada. Pode ser fixada ao rosto do paciente através do uso de adesivos ou implantes craniofaciais.

No caso da Figura 4, uma paciente que para além do olho necessitava de parte da face. Neste caso, para além de se tratar de uma necessidade estética, também se trata de uma necessidade funcional. A prótese tem a função de facilitar a respiração e também a alimentação (Pekkan, Tuna, e Oghan 2011).

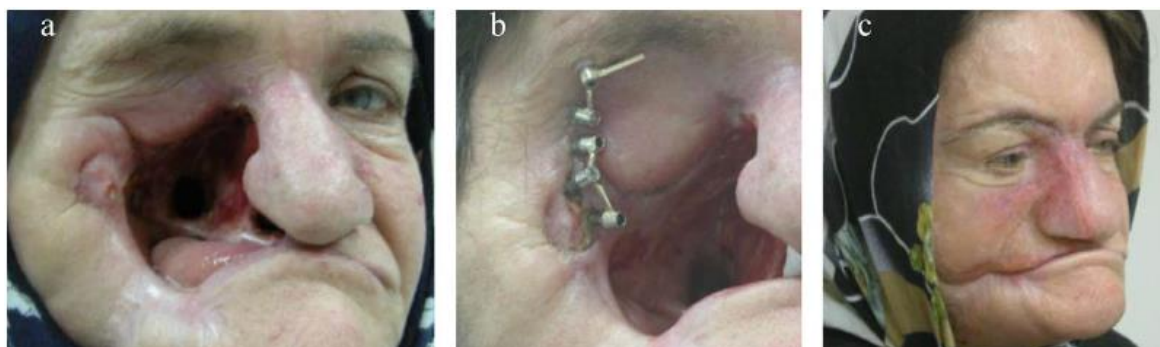


Figura 4 - (a) Paciente antes de colocar a prótese (b) Face com implantes ósseo-integrados (c) Paciente com prótese (Pekkan, Tuna, e Oghan 2011)

2.1.2. Prótese nasal

Uma prótese nasal é um dispositivo removível que restaura artificialmente o nariz, o osso circundante e pele perdida como resultado de cirurgia. Este tipo de prótese oferece uma alternativa para a reabilitação quando a reconstrução cirúrgica do nariz não pode ser efetuada.

O método de retenção de uma prótese nasal pode ser efetuado através da utilização de adesivos, implantes craniofaciais e utilização de armações oculares. Uma prótese nasal pode facilitar o processo de respiração.

Na Figura 5 é possível observar-se a metodologia seguida no fabrico de uma prótese nasal, a qual compreende seguiu os seguintes passos(Palousek, Rosicky, e Koutny 2013):

1. Aquisição de dados de imagem 3D da face do paciente e seleção de um nariz a partir de uma base de dados;
2. Reconstrução virtual, ajustamento do nariz e posicionamento;
3. Fabrico do protótipo do nariz por fabrico aditivo por impressão tridimensional;
4. Fabrico do molde;
5. Fabrico da prótese de silicone;
6. Teste final de encaixe.

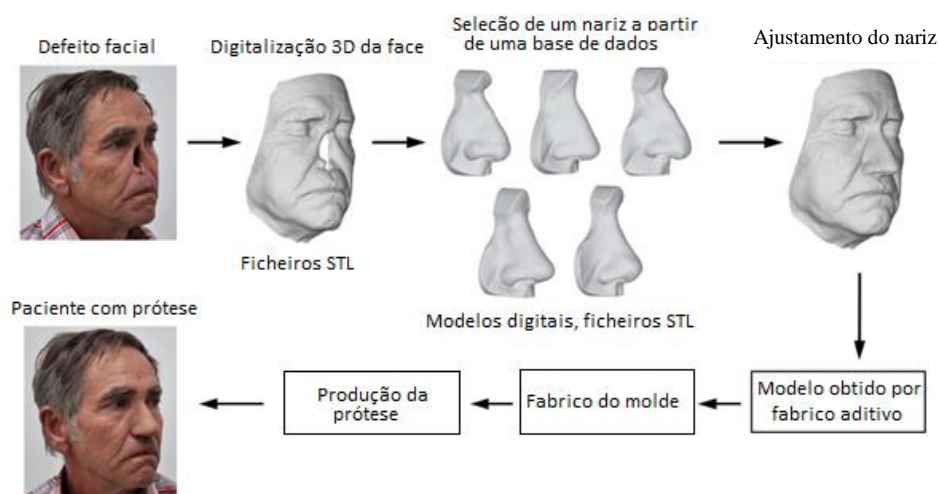


Figura 5 – Projeto e metodologia de fabrico de uma prótese nasal. Adaptado de: (Palousek, Rosicky, e Koutny 2013)

2.1.3. Prótese da orelha

Uma prótese de orelha é um dispositivo removível que restaura artificialmente parte ou toda a orelha natural. Esta oferece uma alternativa para a reabilitação quando a reconstrução cirúrgica de uma orelha não é possível ou se o paciente preferir.

O método de retenção de uma orelha artificial pode ser através do uso de adesivos ou implantes craniofaciais.

Como foi referido anteriormente, uma prótese auricular pode auxiliar na audição, uma vez que a orelha direciona o som para o ouvido.

Na Figura 6 apresenta-se o exemplo de uma paciente sem parte da orelha. Foi fabricada uma prótese através do método digital, que foi aplicado no local com implantes ósseo-integrados.

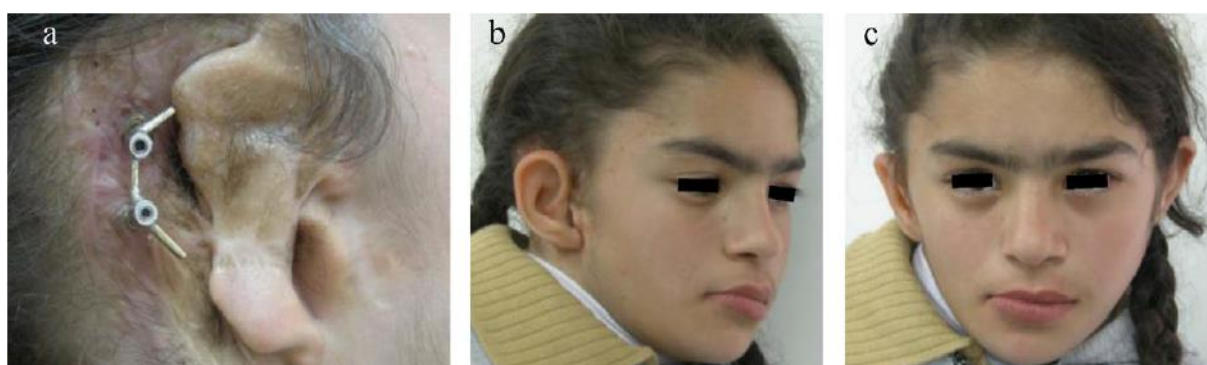


Figura 6 - (a) Área de defeito da paciente com implantes ósseo-integrados (b) vista lateral e (c) vista de frente da paciente com a prótese auricular no local (Pekkan, Tuna, e Oghan 2011)

2.1.4. Prótese dos dedos

Uma prótese dos dedos é um dispositivo amovível que restaura artificialmente parte dos dedos dos pés ou das mãos.

O processo inicia-se com a digitalização dos dedos da mão simétrica de modo a tratar as imagens da referida digitalização e assim proceder a uma espelhagem para obter uma imagem do volume em falta.

Na Figura 7 encontra-se um exemplo da utilização do método digital para fabricar próteses dos dedos. A fixação desta prótese pode ser por encaixe anatómico ou mesmo por implantes osseointegrados.

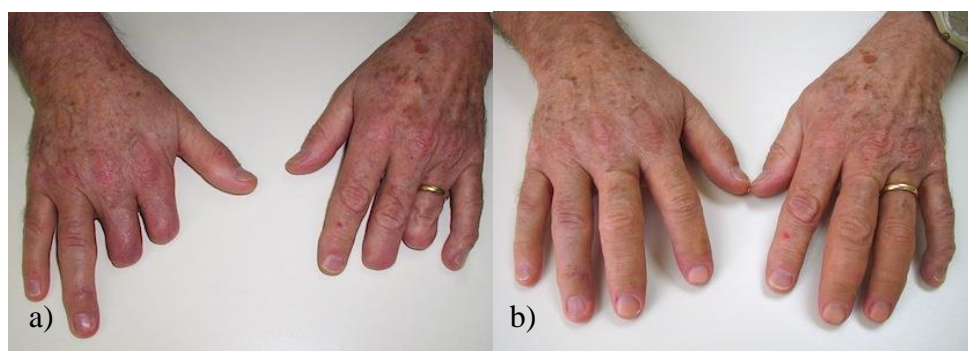


Figura 7 - (a) Mãos com dedos em falta; (b) mãos com próteses (Medical Art Resources Inc. 2013)

2.2. Antropometria da Face

A parte da antropologia dedicada ao estudo do corpo humano, no que diz respeito às suas dimensões, é denominada antropometria. Na caracterização da simetria e assimetria da face humana, são utilizados os principais pontos de referência da antropometria da face (Figura 8).



Figura 8 - Pontos de referência da face humana (Kleinberg 2008)

Estes pontos são denominados de:

- *Glabella* (g): ponto médio mais proeminente entre as sobrancelhas;
- *Nasion* (n): ponto médio entre a raiz nasal e a sutura nasofrontal;
- *Exocanthion* (ex): ponto localizado no canto mais exterior de cada abertura ocular;
- *Endocanthion* (en): ponto localizado no canto mais interior de cada abertura ocular;
- *Palpebrale superius* (ps): ponto mais elevado da borda livre de cada pálpebra superior;
- *Palpebrale inferius* (pi): ponto mais baixo da borda livre de cada pálpebra inferior;
- *Orbitale* (or): ponto mais baixo da margem da órbita, sendo esta a cavidade que contém o olho;
- *Superaurale* (sa): ponto mais elevado da margem livre da orelha;
- *Subaurale* (sba): ponto mais baixo do lóbulo da orelha;
- *Postaurale* (pa): ponto mais posterior da margem livre da orelha;
- *Otobasion inferius* (obi): ponto de ligação mais baixo entre a orelha e a cabeça;
- *Alare* (al): ponto mais lateral do contorno de cada narina;
- *Subnasale* (sn): ponto médio da junção entre a base inferior do nariz, entre os orifícios nasais, e a superfície do lábio superior;
- *Pronasale* (prn): o ponto mais protuberante da ponta do nariz;
- *Subalare* (sbal): ponto na margem inferior da base da ala nasal onde esta desaparece sob a pele do lábio superior;
- *Stomion* (sto): ponto imaginário de interseção entre a linha média facial vertical e a fissura labial horizontal, com os lábios levemente fechados e os dentes juntos numa posição natural;
- *Crista philtri* (cph): ponto mais elevado na margem do *philtrum*, junto ao lábio superior. O *philtrum* é o ligeiro sulco localizado entre o nariz e o lábio superior, ao centro da face;
- *Cheilion* (ch): ponto localizado em cada extremidade labial;
- *Labiale inferius* (li): ponto médio da margem inferior do lábio inferior;
- *Labiale superius* (ls): ponto médio da margem superior do lábio superior;
- *Gonion* (go): ponto mais lateral do canto da mandíbula;
- *Sublabial* (sl): ponto central da linha superior do queixo;
- *Pogonion* (pg): ponto médio mais anterior do queixo;
- *Gnathion* (gn): ponto mais baixo da extremidade inferior do queixo.

Estes pontos de referência servem para, por um lado, definir o plano de simetria da face e, por outro, caracterizar as suas assimetrias. O plano de simetria pode ser definido de vários modos, sendo que um deles é usando os pontos *n*, *prn* e *gn*. Nos programas utilizados, este plano pode ser utilizado para uma primeira tentativa de espelhar uma parte saudável da face para o lado oposto, com o objetivo de chegar a um resultado que permita criar uma prótese. No entanto, esse é geralmente apenas o primeiro passo de um processo iterativo, pois a face humana é assimétrica e a dificuldade do processo é diretamente proporcional à assimetria da face de cada indivíduo (Kleinberg 2008).

2.3. Antropometria da orelha

Ao longo deste relatório, serão referidas partes da orelha com nomes técnicos específicos. O ouvido externo é constituído por duas partes principais: o pavilhão auricular (orelha) e o canal auditivo externo. O pavilhão auricular é composto por uma fina lâmina de cartilagem, coberta de pele que se prolonga até ao canal auditivo externo (Paço 2014).

Na Figura 9, classificam-se as diferentes regiões correspondentes à anatomia do ouvido externo:



H: Hélix
GH: Goteira do hélix
AH: Antihélix
C: Concha
AT: Antitragus
Lb: Lóbulo
MAE: Meato auditivo externo
Tr: Tragus
II: Incisura intertrágica
RH: Raiz do hélix
FN: Fosseta navicular

Figura 9 - Anatomia do ouvido externo (Paço 2014)

3. Materiais para próteses extraorais

Para este trabalho, há uma família de materiais especialmente interessantes: os biomateriais. Um biomaterial é definido como qualquer material que é usado para substituir ou restaurar os tecidos ou funções do corpo. Importa, por isso, salientar quais os materiais mais adequados para o fabrico de próteses extraorais.

O diagrama da Figura 10 pretende simplificar a estrutura deste capítulo: começando pelos materiais em geral, até aos materiais mais usados em próteses extraorais: os elastómeros.

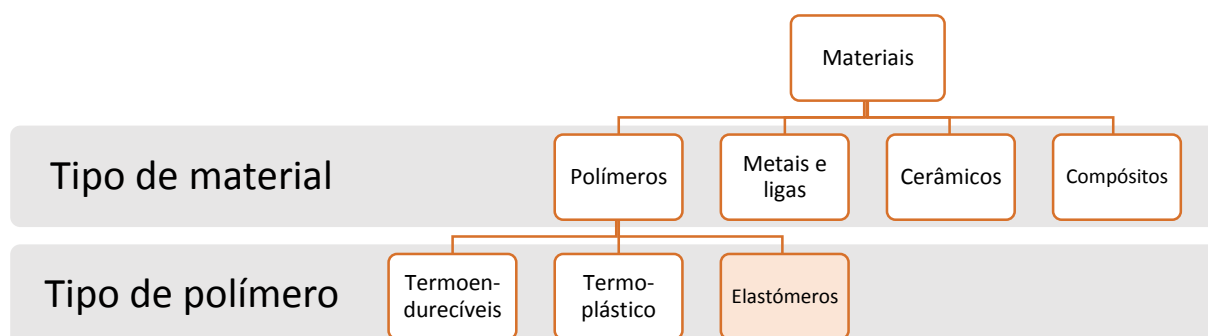


Figura 10 - Diagrama da divisão dos tipos de materiais relevantes para este trabalho

A pesquisa em materiais biocompatíveis tem sido uma das mais produtivas da ciência dos materiais. Como resultado, têm sido produzidos e testados uma grande diversidade de novos materiais, tendo como base metais e suas ligas, cerâmicas avançadas, polímeros e compósitos, com a finalidade de substituir partes do corpo humano e reconstruir funções vitais.

Os critérios a que um material necessita de obedecer para ser reconhecido como biomaterial são os seguintes:

- A presença do material não deve causar reações a curto e a longo prazo no local ou no sistema imunológico, ou seja, deve ser biocompatível;
- Não deve ocorrer degradação nem corrosão do material após a implantação;
- Deve ser verificada a biofuncionalidade do material, ou seja, deve possuir as características necessárias para o desempenho estático ou dinâmico requerido durante o período de tempo desejado;
- O material deverá ser esterilizável (Oshida 2006).

Para que a utilização de um biomaterial seja aceite, este é previamente sujeito a testes biológicos, hematológicos e físicos, em laboratório. O comportamento fisiológico dos biomateriais classifica-os em:

- Absorvíveis: Materiais que se degradam, são solubilizados ou fagocitados pelo organismo ao longo do tempo de contato com os tecidos;
- Bioativos: Materiais que provocam a ligação química com o tecido;
- Bioinertes: Materiais que são tolerados pelo organismo de tal forma que a camada envolvente de tecido fibroso é praticamente inexistente.
- Biotoleráveis: Materiais tolerados pelo organismo, isolando-se dos tecidos adjacentes com a formação de uma camada envolvente de tecido fibroso (Yunpen et al. 2013).

Finalmente, em relação ao tipo de material, os biomateriais podem ser: polímeros sintéticos, metais, cerâmicos ou macromoléculas naturais (ex.: biopolímeros) que são processados para se adequarem à utilização em dispositivos médicos que entram em contato com células, tecidos, órgãos e sistemas orgânicos (França et al. 2010).

Os materiais para próteses extraorais apresentam uma gama extensa de estruturas químicas, com propriedades físicas que variam desde materiais rígidos e duros até polímeros flexíveis e moles.

A conceção de uma prótese extraoral depende de vários fatores, tais como:

- Biocompatibilidade;
- Durabilidade;
- Flexibilidade;
- Peso;
- Cor;
- Condutividade térmica;
- Facilidade de utilização;
- Textura.

Vários anaplastologistas definiram as propriedades que se exigem a estes materiais:

a) Propriedades estéticas devem imitar a parte anatómica em falta:

- Cor;
- Textura;
- Forma; e
- Transparência.

b) Propriedades Físicas:

- Possuir flexibilidade suficiente de forma a garantir o conforto com os tecidos quando estes se movem;
- Estabilidade dimensional;
- Leveza;
- Boa resistência das margens ou bordas finas; e
- Baixa condutividade térmica.

c) Propriedades químicas e biológicas:

- Estabilidade quando confrontado com agentes nocivos como raios ultravioleta, oxigénio, silano e agentes de adesão;
- Não tóxico, não alergénico e não cancerígeno;
- Biocompatível;
- Resistente a manchas; e
- Durável, pelo menos durante 6 meses sem comprometer as propriedades estéticas e físicas.

d) Propriedades de fabrico:

- Fácil processamento;
- A polimerização deve ocorrer a temperaturas baixas de forma a permitir a reutilização dos moldes;
- Apresentar um tempo de trabalho (*pot life*) suficientemente longo; e
- Adaptáveis a coloração intrínseca e extrínseca (Mahajan e Gupta 2012)

Nenhum material apresenta todas estas propriedades ideais, no entanto, existem vários que possuem a maior parte delas. Os materiais disponíveis para próteses extraorais encontram-se na categoria de materiais poliméricos sintéticos, podendo ser divididos em: resinas acrílicas ou de metacrilato, elastómeros de poliuretano e elastómeros de silicone. Podem ser seleccionados diferentes tipos de silicones, dependendo das propriedades desejadas. Em geral, o material para a prótese extraoral deve ser escolhido tendo em vista as suas características de conceção, propriedades mecânicas e fatores relacionados com o paciente (Davis 2003).

3.1. Polímeros para próteses extraorais

Os materiais poliméricos possuem um leque de propriedades que permitem o seu uso numa grande variedade de aplicações biomédicas, tais como: ortopédicas, dentais, substituição de tecidos moles e dispositivos cardiovasculares. De facto, os polímeros representam a classe mais extensa de materiais usados em medicina. Neste capítulo introduz-se o princípio básico da ciência dos polímeros ilustrando como os materiais poliméricos podem ser inseridos nas necessidades no campo dos biomateriais (Ratner et al. 1996).

Um polímero é uma substância macromolecular constituída por unidades estruturais repetitivas, conjuntos de átomos que se repetem sistematicamente, unidas entre si por ligações covalentes. Os polímeros obtêm-se a partir de reações químicas entre monómeros (Lima 2014).

A polimerização é uma reação na qual os monómeros se combinam quimicamente (por valências principais) para formar moléculas longas, mais ou menos ramificadas com a mesma composição. Estes podem formar-se por reação em cadeia ou por meio de reações de poliadição ou policondensação. A polimerização pode ser reversível ou não e pode ser espontânea ou provocada por calor ou reagentes (Macossay e Wilks 2014).

Como se pode verificar na Tabela 1, o polímero PDMS (Polidimetilsiloxano) é aquele que é utilizado em reconstruções do nariz, queixo e orelhas, ou seja, próteses extraorais. Como tal, será o polímero em destaque neste capítulo. No entanto, na literatura também se verifica o uso de outros materiais para além do PDMS, tais como o Poliuretano, o Policloreto de Vinilo e a Resina Acrílica.

Tabela 1 - Polímeros usados em aplicações médicas. (Ratner et al. 1996)

Material	Caraterísticas	Aplicações
Polimetacrilato de metilo (PMMA)	Polímero hidrofóbico duro, rígido e bioestável. É amorfo, sendo transparente o que permite a passagem de luz.	Cimento ósseo Lentes intraoculares Lentes de contacto
Poliamida (PA)	A sua reticulação produz um hidrogel com poros de dimensão molecular e permite que o gel seja usado como um meio de separação.	Gel de separação utilizado na eletroforese
Ácido poli(acrílico) (PAA)	Transparente e rígido e tem o potencial de se ligar ao esmalte.	Cimento vítreo ionómero utilizado na restauração dentária
Poliétileno de alta densidade (PEAD)	Tem boa dureza e resistência à fadiga e resiste a temperaturas mais elevadas que o PEBD não consegue suportar.	Tubos para drenos de cateteres Ligamentos protésicos
Policloreto de vinilo (PVC)	O PVC é plastificado para ter flexibilidade. Este material é utilizado para aplicações de curta duração.	Tubagens Bolsas de sangue
Polipropileno (PP)	O PP isostático é semi-cristalino, tem elevada rigidez e resistência à tração e também boa bioestabilidade	Suturas não-degradáveis Operações a hérnias
Polidimetilsiloxano (PDMS)	Graças à sua base de silicone, este material apresenta uma T_g muito baixa, o que o torna extremamente flexível e resistente à fadiga	Ligamentos dos dedos Válvulas cardiovasculares Implantes mamários Reconstrução do nariz, queixo e orelhas
Politereftalato de etileno (PET)	Material semi-cristalino com excelente resistência à tração	Enxertos vasculares Fixação de implantes Operações a hérnias Reconstrução de ligamentos
Acetato de celulose (CA)	As suas propriedades particulares de transporte tornam o CA excelente para a separação de misturas biológicas complexas	Membranas de diálise Dispositivos de administração de fármacos osmóticos

3.1.1. Silicones - Polidimetilsiloxano

O PDMS pertence a grupo de polímeros de compostos orgânicos que são normalmente conhecidos por silicones (Stringer 1994). Esta é uma classe importante de material sintético de organo-silício baseado em cadeias moleculares de átomos alternados de silício e oxigénio. Trata-se de uma combinação de componentes orgânicos e inorgânicos. Foi aplicado, pela primeira vez, para próteses extraorais, por Barnhart na década de 1960 (Zardawi 2012). É, até aos dias de hoje, o material mais utilizados para a produção de próteses extraorais (Montgomery e Kiat-Amnuay 2010). As suas propriedades físicas fazem dele o material adequado para este tipo de utilização devido à sua adaptabilidade e acomodação ao movimento do tecido mole durante o contacto entre o dispositivo e os tecidos moles do paciente.

O silicone pode ser encontrado em diversas formas: óleos, resinas, elastómeros, géis ou emulsões. Caracteriza-se pela sua boa estabilidade térmica numa alargada faixa de temperaturas, apresenta boa inércia química, baixa toxicidade, resistência ao oxigénio, ao azoto e à radiação solar, uma boa flexibilidade e anti-aderência (Leal 2011).

3.1.1.1. Sistemas de cura dos silicones

Os silicones são habitualmente submetidos a um processo de reticulação ou vulcanização, com o objetivo de obter materiais elásticos tipo borracha, uma vez que estes apresentam uma inércia química muito superior à da borracha natural, devido à força da ligação Si-O com a ligação C-C.

Existem diversos tipos de reações de cura do PDMS. A reação de condensação é determinada pelos grupos hidroxilo e depende da massa molecular do mesmo para alcançar determinado grau de viscosidade; enquanto que o agente de reticulação é um poli oligomérico (PHMS). O processo de reticulação ocorre por reação dos grupos Si-H e Si-OH. A reação é acompanhada pela libertação de hidrogénio e é acelerada ou por uma amina ou por octato de estanho. O processo de vulcanização ocorre à temperatura ambiente (RTV). Com esta borracha de silicone, existem dois sistemas para a reação de cura, sistemas de um composto e dois compostos. Na primeira, o catalisador e os agentes de reticulação são incorporados no interior do material de base durante a fabricação, enquanto que com o sistema de dois compostos, tanto o catalisador como a base são adicionados a partir de componentes separados e misturados imediatamente antes da utilização, como se pode ver na Figura 11.

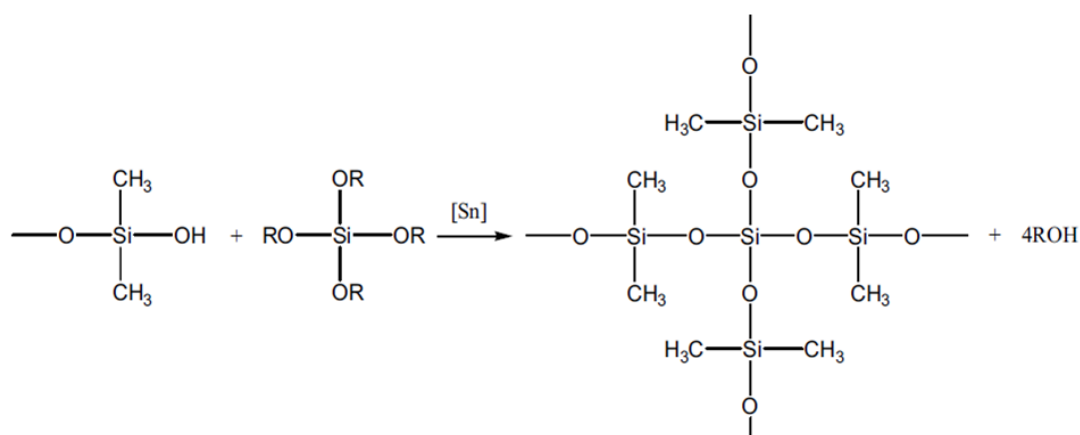


Figura 11 - Sistema de cura de condensação para a borracha de silicone (RTV). (Zardawi 2012)

O outro tipo de reação de cura do PDMS é por reação de adição. Este tipo de reação também ocorre à temperatura ambiente. Podem ser usados como catalisadores a Platina ou o paládio (Figura 12).

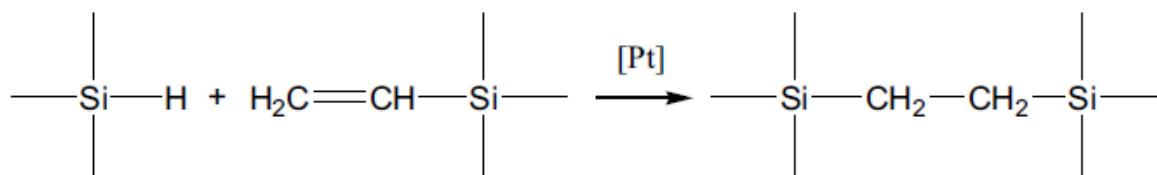


Figura 12 - Sistema de adição de cura para a borracha de silicone (RTV). (Zardawi 2012)

Um outro método de endurecimento é o método de cura de peróxido, utilizando polímeros de silicone submetidos a uma cura a alta temperatura (HTV). Este método segue um mecanismo de cura que requer uma certa quantidade de calor para se iniciar.

Por fim, existe o sistema de cura por radiação, em que a reticulação é induzida por radiação através de raios gama ou um feixe de elétrons de alta energia.

O comprimento da cadeia de polímero de silicone determina a viscosidade do material, assim como a adição de agentes de enchimento ou outros compostos. Podem ser adicionados durante o processo outros aditivos aos compostos tais como corantes, antioxidantes e agentes de reticulação, de forma a transformar o material líquido numa borracha.

As ligações cruzadas entre as longas cadeias poliméricas tornam-nas mais difíceis de separar, proporcionando uma elevada resistência do silicone à degradação durante a exposição aos raios ultravioletas.

O comportamento mecânico do silicone polimérico está relacionado com três factores principais:

1. Distribuição do peso molecular;
2. Incorporação de uma superfície hidrofílica de sílica na base polimérica;
3. Nível de reticulação.

Entre os diferentes processos do cura, aqueles que são considerados os maiores grupos de elastómeros de silicone polidimetilsiloxano usados na fabricação de próteses maxilofaciais são obtidos através de:

a) Vulcanização a temperatura ambiente de silicones (RTV)

Estes são compostos por duas partes: um catalisador (octano estanoso) e um agente de reticulação o orto-alquilo. Este grupo caracteriza-se pelos polímeros viscosos serem inertes e por apresentarem estabilidade da coloração.

O material é biologicamente inerte e é facilmente processado. Para além disso, tem a capacidade de manter as propriedades mecânicas e físicas a elevadas temperaturas. A principal desvantagem destes silicones é apresentarem uma baixa resistência nos bordos (Zardawi 2012).

b) Vulcanização térmica (HTV)

Este grupo de silicones é usado quando é necessária uma elevada resistência ao corte. A tensão de corte é determinada pela natureza e pelo tipo de reticulação no catalisador. Caracterizam-se por serem materiais opacos, altamente viscosos e têm como catalisador um sal de platina.

De acordo com o grau de dureza, resistência ao corte e à tração necessários, podem ser adicionadas diferentes quantidades de sílica.

O presente material possui estabilidade térmica, no entanto, apresenta falta de flexibilidade e restringe o movimento. É considerado relativamente inestético devido à sua opacidade e, por isso, origina uma aparência artificial (Zardawi 2012).

3.1.1.2. *Propriedades dos Silicones*

A durabilidade das próteses extraorais depende das propriedades físicas e mecânicas dos materiais usados para as fabricar.

Propriedades Mecânicas

A borracha de silicone é o material mais usado nas próteses extrafaciais a nível mundial, devido às suas propriedades mecânicas, facilidade de processamento, biocompatibilidade e inércia química. No entanto, as suas propriedades mecânicas não preenchem os requisitos ideais. As variações das propriedades mecânicas de diferentes elastómeros para prótese maxilofaciais são atribuídas a diferentes formulações de fabrico, incluindo o comprimento da cadeia polimérica, o grau da ligação cruzada, o peso molecular, entre outros.

As variações no rácio de ligações cruzadas por elastómero pode afetar significativamente as propriedades mecânicas dos presentes materiais e, por sua vez, pode ter um grande impacto na vida útil da prótese. Clinicamente, isso pode trazer consequências de colonização de micro-organismos.

Os materiais para próteses extraorais devem ser testados para diferentes propriedades mecânicas, com o objetivo de se verificar o cumprimento dos critérios de “material ideal” e o requerimento de material mais adequado e duradouro. Os testes mecânicos são (Zardawi 2012):

a) Teste de dureza

A dureza é definida como a resistência à penetração em condições específicas. A dureza de um elastómero é o resultado de duas propriedades que se relacionam: a dureza inerente e a dureza processada. Esta relação baseia-se na estrutura química do material. Cada elastómero apresenta a sua própria dureza inerente, que pode ser modificada por vulcanização – a dureza do elastómero processado e moldado é determinada pelo grau inerente de reticulação com o material. O teste de dureza mostra o quão suave e flexível o material é. Também pode ser usado para verificar a semelhança e consistência/propriedades com os tecidos moles dos humanos. A dureza ideal é aquela que imita as propriedades do tecido em falta (Zardawi 2012).

A escala Shore A é muito comum na medições da dureza de borrachas. Os valores mais comuns vão desde 0 (mais macio) até 100 (mais duro) (Leal 2011).

b) Extensão máxima

A extensão máxima determina o máximo de flexibilidade do material – os valores da extensão são essenciais para avaliar a capacidade do material acolher o movimento do tecido mole adjacente durante a respetiva função. Também determina a resistência do material à rutura (Zardawi 2012).

c) Resistência à tração

A resistência à tração é uma indicação da resistência global do material. Representa a resistência máxima de um material submetido a uma carga de tração. Assim, esta característica contribui para a capacidade das próteses extraorais superarem o uso e o desgaste geral ao longo do tempo (Xiao e Zardawi 2013).

d) Resistência ao rasgamento

A resistência ao corte é a capacidade de um material para resistir a esforços transversais e está relacionada com a tensão de rutura ao corte e com as forças de corte. Para garantir um resultado harmonioso na união entre a prótese e a pele do paciente, é necessário proceder a adaptações e ajustes nos bordos da prótese. Se a espessura nestes bordos for suficientemente reduzida, a prótese aparenta fazer parte do tecido da pele. No entanto, esta perfeição estética implica bordos frágeis, que podem ceder durante o uso ou extração da prótese. Por isso, uma elevada resistência ao corte é importante para evitar a cedência do material, sendo ainda maior quando o método de retenção é realizado através de adesivos.

Propriedades estéticas

Os materiais ideais para próteses extraorais devem ser capazes de aceitar e reter tanto coloração intrínseca como extrínseca, sem mudanças na aparência geral das próteses e preservando as propriedades mecânicas iniciais. Existem métodos intrínsecos e extrínsecos de coloração e pigmentação dos materiais para próteses extraorais; no entanto, o método mais utilizado é a combinação dos dois em simultâneo. Sendo efetuada de acordo com as necessidades de cada indivíduo de forma a obter uma correspondência total de cores e, assim, um melhor resultado estético.

Para colorir a prótese intrinsecamente, ou seja, no interior do silicone, é necessário uma cor de base precisa. Após a sua produção pode ser adicionada cor externamente para obter uma cor mais real, pronta a ser recebida pelo indivíduo. No processo de coloração são usados vários pigmentos à base de óleo antes de se iniciar a polimerização final (Zardawi 2012).

Durabilidade e alterações das propriedades físicas e visuais

As maiores queixas dos pacientes relativamente às próteses são a instabilidade da cor e a alteração das propriedades dos materiais. A durabilidade depende das propriedades físicas e mecânicas do material e da sua capacidade de resistir a alterações climatéricas. A deterioração da prótese inicia-se imediatamente após a conclusão da produção da mesma. A degradação do material irá afetar tanto a cor como a integridade global da prótese e conduzirá a uma prótese inaceitável ou que se encaixa de forma inadequada.

Uma outra preocupação proveniente da utilização de uma prótese extraoral diz respeito à deterioração das propriedades mecânicas com o tempo. As próteses perdem elasticidade e vão-se tornando rígidas. As áreas mais propensas as perdas de propriedades são a periferia e consequentemente podem surgir rasgos devido à aplicação diária, à remoção do adesivo médico e à exposição das secreções originadas pela pele do paciente. O contacto entre a pele e as margens rígidas da prótese pode provocar abrasão e úlceras na pele subjacente essas margens e em regiões onde a prótese se move contra uma parte fixa de tecido, ou ainda quando o tecido se move contra uma parte fixa da prótese. Este movimento cria, geralmente, uma área de conflito na interface elastómero-tecido que provoca, por sua vez, a irritação da pele ou mucosa oral, que é desconfortável para o paciente. O desvanecimento de pigmentos ou corantes, bem como as modificações nas propriedades mecânicas decorrentes da exposição à luz solar são o resultado de uma reação química que ocorre quando a radiação UV, na presença de oxigénio e humidade, danifica o silicone e os pigmentos da prótese, alterando assim as propriedades refletivas do material e também a sua cor. Este problema é um ponto-chave na deterioração das próteses.

O tempo médio de vida útil de uma prótese de elastómero é entre 6 meses e 3 anos, esta limitação resulta da degradação do material e mudanças de cor. Por isso, os pacientes devem ser avisados e instruídos acerca de como evitar exposição prolongada à luz solar. São aconselhados a proteger-se do sol. No caso de possuírem uma prótese nasal e são desaconselhados a fumar, uma vez que causa descoloração da prótese (Zardawi 2012).

3.1.1.3. Estudo de mercado

Foi realizado um estudo comparativo de alguns silicones no mercado, em termos de propriedades mecânicas, do rácio silicone/catalizador, das aplicações em próteses e preço. Essa comparação está visível na Tabela 2. Estes dados foram consultados nas páginas de *internet* dos fabricantes de cada silicone.

Tabela 2 – Estudo de mercado dos silicones para aplicação em próteses extraorais

Fabricante	Modelo	Dureza [Shore A]	Tensão de Rotura [MPa]	Resistência ao rasgamento [N/m]	Extensão [%]	Rácio de catalizador	Aplicação em próteses	Preço
Factor II	A-2186	30	6,2	15750	600	10:1	Faciais e de dedos	154,21 \$/kg
Factor II	A-103	27	4,5	ND	800	10:1	Faciais em geral	246,91 \$/kg
Factor II	VST-50	30	5,2	19600	480	10:1	Faciais e de dedos	94,69 \$/kg
Wacker Chemie GmbH	Elastosil RTV 625	25	6,5	30000	600	10:1	Faciais, de dedos, entre outras	ND
Rhodia Silicones	Silbione RTV 4408	8	3,0	12000	600	100:50	Faciais	ND
G. E. Bayer	Silopren LSR 2020 TP 3364	22	6,5	2625	1000	1:1	Faciais e de dedos	ND
Nusil Ltd	MED-4940	48	7,2	44100	452	1:1	Dedos	ND
Technovent Ltd	Silskin 25	25	6,5	30000	600	9:1	Faciais	ND
Nusil Ltd	MED-2000 RTV	20 a 40	4,5 (min.)	4900	450	ND	Faciais	ND
Smooth-on	Dragon Skin 20	20	3,4	21000	620	1:1	Faciais, entre outras	33,18 \$/kg

3.1.2. Elastômero Poliuretano

Os polímeros de poliuretano são formados a partir da combinação de dois grupos funcionais, Isocianato e Polyol (Figura 13). É um polímero macio e possui boas propriedades elásticas. No entanto, possui desvantagens associadas ao isocianato, devido à facilidade para absorver umidade, o que pode levar à formação de bolhas de gás, afetando as características do material. Esta propriedade torna-o difícil de trabalhar em ambientes húmidos. Outra desvantagem é a perda relativamente rápida da plasticidade, podendo levar à descoloração e perda da prótese. O material apresenta uma instabilidade na coloração quando sujeito a radiação ultravioleta, bem como uma rápida degradação após limpeza e remoção de adesivo, o que significa que não é o mais adequado para este propósito (Zardawi 2012).

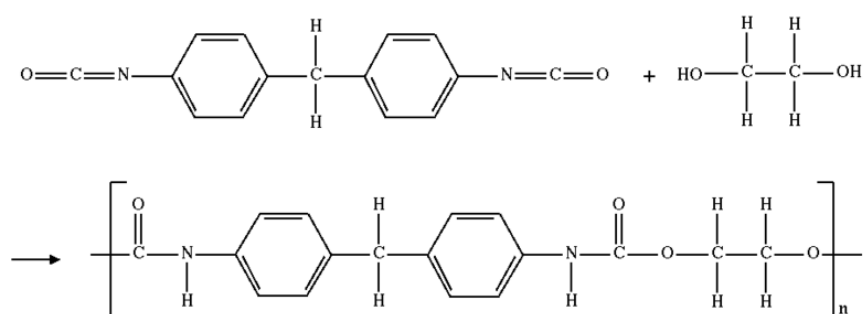


Figura 13 - Estrutura química do Poliuretano. (Zardawi 2012)

3.1.3. Elastômero de Polietileno de Cloro

O Polietileno de Cloro (CPE), desenvolvido a partir do final dos anos 70, apresenta vantagens em relação às borrachas de silicone: pode ser reparado, reajustado ou recondicionado, aumentando assim a duração da prótese. Permite evitar o fabrico de uma prótese completamente nova, pois é possível adaptar rapidamente a prótese a alterações nos tecidos do paciente. Além disso, pode ser usado com qualquer tipo de adesivo, não promove o desenvolvimento de fungos e é muito mais barato do que as borrachas de silicone (Lemon et al. 2005). A sua estrutura química do presente polímero encontra-se representada na Figura 14.

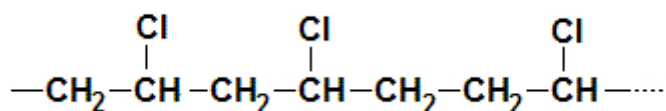


Figura 14 - Estrutura química do Polietileno de Cloro. (Zardawi 2012)

As eventuais vantagens deste material ainda carecem de verificação experimental satisfatória (Lemon et al. 2005).

3.1.4. Elastômero de Policloreto de Vinilo

O policloreto de vinilo é produzido por polimerização do monômero cloreto de vinil, tal como é demonstrado na Figura 15.

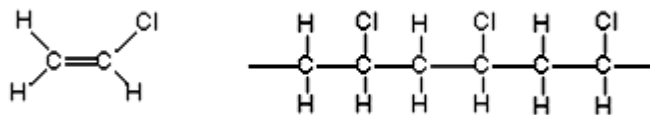


Figura 15 - Policloreto de vinilo (Zardawi 2012)

Apresenta boas propriedades, especialmente quando usados em combinação com 5-20% de acetato de vinilo, que atua como plastificante. Neste elastômero, o reagente é um grupo hidroxilo e o catalizador é um isocianato. Mais uma vez, pode ser obtida uma grande variedade de propriedades alterando a proporção do reagente e de catalizador. Essas propriedades incluem a flexibilidade e a capacidade de adaptação à coloração. A principal desvantagem deste material é a perda precoce de plastificantes, resultando numa perda de cor, um aumento da permeabilidade, fácil rutura das bordas da prótese e a absorção de secreções do corpo. Estes fatores podem resultar na degradação rápida das propriedades físicas do material (Xiao e Zardawi 2013).

3.1.5. Resina Acrílica rígida

O uso de acrílicas rígidas está limitado a defeitos cujos locais sejam numa zona de movimento limitado. Isto deve-se à elevada rigidez e dureza deste material, que pode causar irritação nos tecidos no caso de haver movimentos excessivos na zona da prótese. Este material é utilizado em próteses para uso intraoral e próteses oftalmológicas. Contudo, este tem a vantagem de ser fácil de processar, de produzir margens muito finas e tem a capacidade de atingir facilmente a cor da pele. Apresenta, igualmente, uma boa resistência e uma longa vida útil.

As diferentes viscosidades dos monómeros podem ser utilizadas para alterar as características finais da prótese (Zardawi 2012).

4. Aquisição de geometria anatómica

De forma a fabricar um modelo por fabrico aditivo de uma parte anatómica do corpo humano, esta deve ser capturada em 3 dimensões para permitir o processamento computadorizado para edição de ficheiros para fabrico aditivo. Existem diferentes equipamentos de digitalização que podem ser usados, desde os sistemas de radiologia encontrados em hospitais até *scanners* portáteis que podem ser utilizados em qualquer lugar.

Assim, existem essencialmente, duas categorias de sistemas de digitalização:

- Técnicas de levantamento de forma de todo o corpo, tanto interno como externo; e
- Técnicas de levantamento de forma que apenas capturam dados externos do corpo.

Os equipamentos de digitalização existentes em hospitais capturam os dados do corpo humano completo, tanto o interior como exterior. Estes, são normalmente, de grandes dimensões e sofisticados. Como exemplos de equipamentos deste género, estão incluídos a tomografia computadorizada (TAC), a Ressonância Magnética e a Tomografia por Emissão de Positrões. Cada um dos métodos utiliza diferentes fenómenos físicos para gerar imagens transversais ao longo do corpo humano.

O outro tipo de equipamento de digitalização referido é usado para captar apenas a superfície exterior do corpo humano. Existe uma elevada variedade de tecnologias que podem ser usadas para a digitalização tridimensional, que tem sido usada em engenharia e no *design* de produtos como um método de obtenção de modelos digitais (CAD 3D) a partir das superfícies de objetos físicos. Este processo é muitas vezes referido por “engenharia inversa”. Existem, assim, diversos tipos de digitalizadores que podem ser agrupados em duas categorias; “de contacto” ou “equipamento de medição de coordenadas” e digitalizadores sem contato. Os equipamentos de medição de coordenadas utilizam um sensor de pressão e um calibrador para mapear a superfície de um objeto ponto a ponto. Dependendo da qualidade de fabrico, estes podem ser extremamente precisos. Contudo, é também um processo bastante dispendioso e penoso, podendo demorar bastantes horas para captar a superfície de um objeto. Este método é ótimo para superfícies de objetos inanimados; no entanto, não é apropriado para capturar a superfície da anatomia humana. Assim, os equipamentos de digitalização sem contato são os mais usados para capturar dados da superfície do corpo humano. Estes utilizam luz e tecnologias de câmaras digitais para capturar muitas centenas/milhares de pontos da superfície de um objeto numa questão de segundos.

Apesar da variedade de equipamentos de digitalização existentes no mercado, os princípios gerais de funcionamento são descritos de seguida.

4.1. Tomografia axial computadorizada (TAC ou CT – *Computed Tomography*)

A tomografia computadorizada consiste na focalização de raios-X através de fatias do corpo e da respetiva medição da quantidade da energia de raios-X absorvida. A quantidade de energia absorvida por uma fatia do corpo humano de espessura conhecida é proporcional à densidade do tecido do corpo. Efetuando várias medições a partir de diferentes ângulos, as densidades de tecido podem ser compostas como uma imagem transversal, usando computador. O computador gera uma imagem em tons de cinza, em que a densidade do tecido é diferenciada pelos diferentes tons, que vai desde o preto indicando a densidade do ar até ao branco representando o tecido mais denso.

Como os ossos apresentam uma densidade muito maior do que os tecidos moles adjacentes, surgem bastante claros nas imagens de TAC, tal como se pode verificar Na Figura 16. Este facto, torna a TAC um importante método de levantamento de imagem quando se pretende estudar a anatomia do esqueleto. Da mesma forma, a diferença de densidade entre os tecidos moles e o ar é um excelente indicador que permite perfeitamente distinguir, por exemplo, as vias aéreas. Contudo, as diferentes densidades entre os diferentes tecidos moles não é significativa dificultando a distinção entre diferentes órgãos adjacentes. Podem ser usados agentes artificiais de contraste que absorvem a energia dos raios-X que faz algumas estruturas destacarem-se mais fortemente em imagens de TAC.

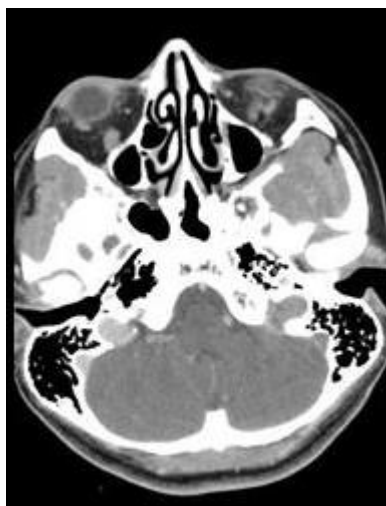


Figura 16 – Imagem TAC da cabeça.

Como a TAC utiliza radiação ionizada na forma de raios-X, é denominada como técnica não invasiva, mas a exposição deve ser minimizada, particularmente em órgãos sensíveis, tais como os olhos, tireoide e gónadas. Os raios-X são gerados e detetados por uma sonda circular rotacional através do qual uma mesa móvel translada. Tipicamente, o paciente deita-se de costas e é introduzido através da abertura circular no digitalizador. O detetor adquire secções transversais perpendiculares ao eixo mais longo do paciente. As imagens adquiridas são, por isso, denominadas normalmente de imagens axiais ou transversais. O digitalizador descreve, portanto, uma espiral em torno do eixo mais longo do paciente, esta inovação permitiu à digitalização TAC 3D ser realizada muito mais rapidamente e por isso, este método, é frequentemente referido como TAC helicoidal. Para além disso, os digitalizadores dos TAC modernos empregam múltiplos detetores para aumentar a taxa de dados capturados e melhorar a digitalização de volumes tridimensionais.

As imagens TAC são geradas como imagens de *pixels* em tons de cinza, como uma imagem de computador em formato *bitmap*. Se a distância entre uma série de imagens axiais, denominada espessura de fatia, for conhecida, elas podem ser interpoladas de uma imagem para a outra formando cubóides, conhecidos por *voxels*. Portanto, uma TAC gera uma representação do corpo humano em *voxels*. Estes dados podem ser “refatiados” em eixos perpendiculares ao eixo mais longo através de *software*, permitindo a criação de diferentes imagens transversais a partir dos dados axiais originais. Habitualmente, isto é feito, nos planos sagital e coronal; no entanto, pode ser feito em qualquer plano.

As TAC são demoradas, dispendiosas e potencialmente prejudiciais, por isso é necessário assegurar que a digitalização é feita corretamente da primeira e única vez.

4.1.1. Efeito de pixel parcial

As imagens resultantes da TAC são compostas por um elevado número de *pixels*, e cada um deles é uma representação da densidade do tecido nesse local. As imagens resultantes são portanto uma aproximação da distribuição de densidade do volume e a qualidade dessa aproximação é uma função do número e tamanho desses *pixels*, bem como de outros aspetos do digitalizador TAC. A dimensão discreta dos *pixels* significa que as fronteiras entre diferentes estruturas anatómicas são, de alguma maneira, afetadas por esta qualidade de imagem. É possível contornar este problema recorrendo à desfocagem das bordas (*blur the edges*). Este processo confere a um *pixel* localizado na fronteira entre duas densidades diferentes, a cor corresponde à sua densidade intermédia como é visível na Figura 17.

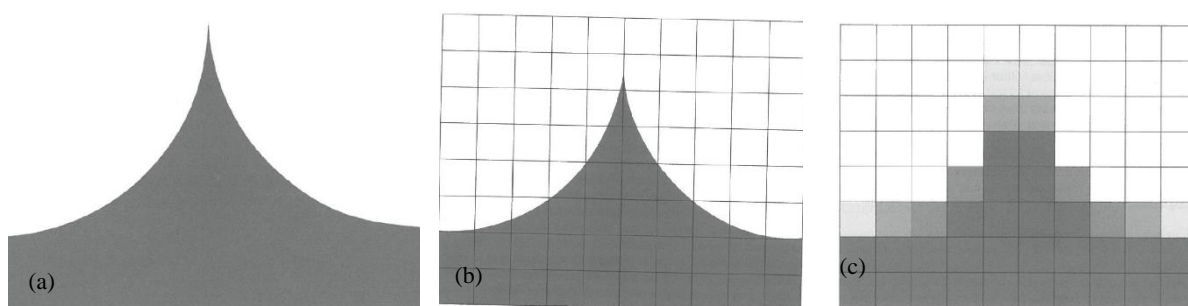


Figura 17 – (a) Forma original do objeto; (b) Efeito do tamanho do *pixel*; (c) Imagem tomográfica (efeito desfocado). (Bibb 2006)

4.1.2. Espessura da fatia

É a distância entre as digitalizações axiais realizadas para formar a série tridimensional. De forma a maximizar a aquisição de imagem, esta distância deve ser minimizada. Alguns digitalizadores permitem obter fatias com espessuras até 0,5 mm, o que resulta em excelentes resultados, mas isto implica uma dose de raio-x adicional. Habitualmente, espessuras entre 1 e 1,5 mm produzem resultados aceitáveis, enquanto que espessuras acima de 2 mm fornecem resultados cada vez mais pobres à medida que a espessura sobe.

4.2. Ressonância magnética (RM ou MRI – Magnetic Resonance Imaging)

A imagem por Ressonância Magnética explora o fenómeno do campo magnético dos átomos ser afetado por ondas de rádio. Os átomos têm um alinhamento natural e a RM utiliza ondas rádio para alterar temporariamente este alinhamento temporariamente, libertando energia que absorveram na forma de ondas de rádio. Para construir uma imagem RM, a intensidade das ondas de rádio emitidas pelos átomos é medida em locais precisos colhendo sinais que criam uma imagem transversal. Tal como numa TAC, o resultado da imagem transversal é em tons de cinza, em que a escala de cinza é proporcional à intensidade do sinal transmitido.

Como o corpo humano é constituído maioritariamente por água, o alvo das digitalizações da RM é o núcleo dos átomos de hidrogénio presente nas moléculas de água. Assim, locais que têm elevada concentração de água aparecem na imagem em tons mais claros de cinza e as áreas que contêm pouca ou nenhuma água mostram-se mais escuras.

A água contida nos diferentes tecidos difere, como as imagens por RM são uma boa técnica para estudar a anatomia dos tecidos moles, tal se pode visualizar na imagem de uma RM da cabeça na Figura 18. Contudo, ao contrário das imagens TAC, as imagens RM podem ser obtidas em qualquer direção. As imagens de RM também diferem das TAC devido ao facto de poderem ser alterados diferentes parâmetros para melhorar os resultados de visualização em diferentes tecidos.



Figura 18 – Imagem RM da cabeça. (Siemens 2014)

Devido aos elevados campos magnéticos gerados da interferência com o campo magnético uma digitalização RM, a presença de metais, como joias, relógios, podem causar problemas, assim devem ser removidos.

Tal como nas TAC, o movimento conduzirá a imagens distorcidas. Assim, bebés, crianças e pacientes claustrofóbicos devem ser sedados.

Embora a RM não utilize radiação ionizante, pode apresentar um risco para alguns pacientes. Estes exames são demorados e caros, por isso devem ser tomados todos os cuidados para garantir que ele é realizado corretamente a primeira vez. Também é importante considerar antes de realizar exames de RM quaisquer os perigos que qualquer implante de metal magnético pode ter.

4.2.1. Distância de digitalização

A distância de digitalização é a distância a que estas são efetuadas para formar a digitalização 3D (ao contrário das TAC a captura de dados não é limitada ao plano axial). Para maximizar a quantidade de dados disponíveis para produzir um modelo suavizado, esta distância deve ser a mínima. Habitualmente distâncias entre os 1 e 1,5 mm produzem bons resultados. Distâncias de digitalização maiores do que 2 mm originarão maus resultados. Contudo, fatias mais finas também implicam um sinal mais fraco por *pixel*, detetado pelo scanner.

Ao contrário das TAC, o número de *pixels* é um parâmetro variável. Um elevado número de pequenos *pixel* origina um sinal relativamente mais fraco por *pixel*. Portanto, são necessárias mais ressonâncias para aumentar a intensidade do sinal, prolongando o tempo de digitalização.

Para a modelação 3D será necessário estabelecer um compromisso entre o tempo de digitalização e a intensidade do sinal.

A RM é a metodologia imagiológica frequentemente eleita devido à segurança quando comparada com a TAC. Contudo, a RM deve ser considerada para aplicações 3D devido à necessidade de elevado número de digitalizações. Para além da segurança, o procedimento pode ser desconfortável e angustiante para o paciente, bem como os custos adicionais que devem ser considerados (Bibb 2006).

4.3. Engenharia inversa

Para capturar a anatomia humana (formas externas ou superfície da pele) é frequentemente mais prático, preciso, detalhado e confortável usar sistemas de levantamento de forma não evasivo, que normalmente funcionam através de emissão/receção de luz, calculando assim a posição exata no espaço de pontos sobre a superfície de um objeto.

A aquisição de dados sem contacto pode ser demorada e eventualmente dispendiosa mas, é completamente segura. Comparativamente com o método *lifecasting* (abordado na secção 5.3.1) tem a vantagem de não aplicar pressão nos tecidos moles, o que torna esta abordagem particularmente adequada para aplicações de reconstrução e reabilitação protésica. No entanto, devem ser tomadas precauções durante a digitalização para garantir que a superfície em questão se encontra na posição mais adequada para a função pretendida (Bibb 2006).

Os dados fornecidos pela digitalização 3D são sempre um conjunto de coordenadas de pontos, podendo ser simplesmente $[x, y, z]$, $[x, y, z, c]$ para digitalizadores capazes de capturar outros parâmetros do ponto (como a cor ou a temperatura) ou ainda $[x, y, z, i, j, k]$ para digitalizadores que registem a inclinação da sonda manual utilizada. A organização dos pontos, a incerteza das coordenadas e a velocidade de leitura dependem da tecnologia empregue no digitalizador, bem como do volume da forma, do material, da cor e do acabamento superficial dos modelos físicos que podem ser usados (Silva 2006).

Geometricamente, os dados são processados como coordenadas da superfície no espaço tridimensional (x, y, z) . De uma digitalização superficial podem resultar milhares de pontos, de acordo com o tamanho da área analisada e espaçamento entre pontos utilizado. Este conjunto de pontos é chamado “nuvem de pontos” (*cloud*) e após manipulação computacional permite gerar curvas, malhas, superfícies e sólidos tridimensionais compatíveis com sistemas CAD/CAM/CAE, como esquematizado na Figura 19 (Silva 2006).

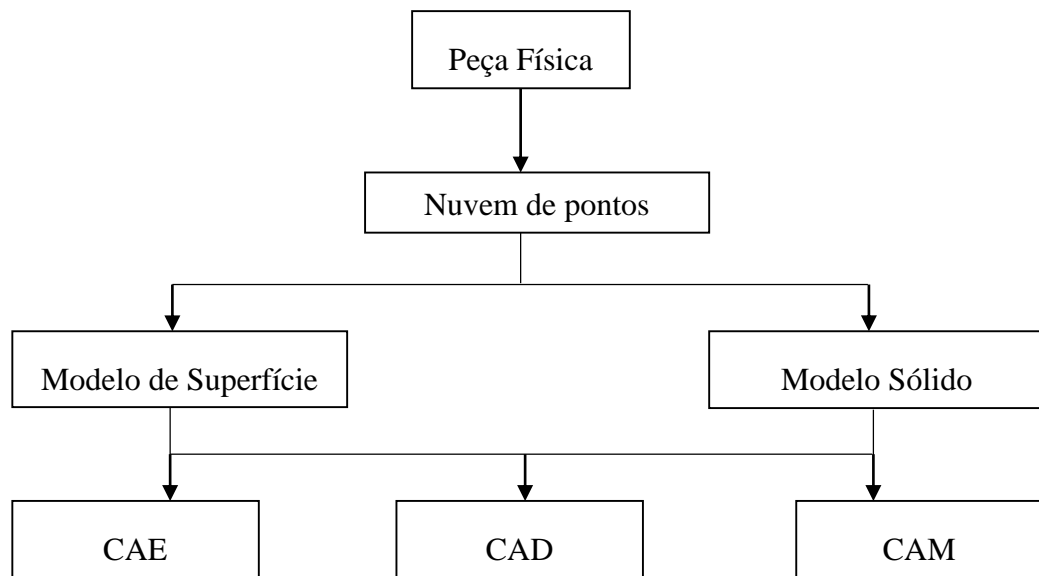


Figura 19 - Processo de aquisição de dados (Engenharia Inversa)

O resultado de uma digitalização depende não só da qualidade do equipamento de digitalização mas também da preparação do modelo e das condições externas, como a temperatura, vibração e a luminosidade. Por mais controlado que seja o processo, é impossível eliminar por completo todo o ruído, que será responsável pelo aparecimento de distorções na nuvem de pontos. Este problema pode ser atenuado recorrendo a aplicação de um filtro de redução de ruído como é visível na Figura 20 (Silva 2006).

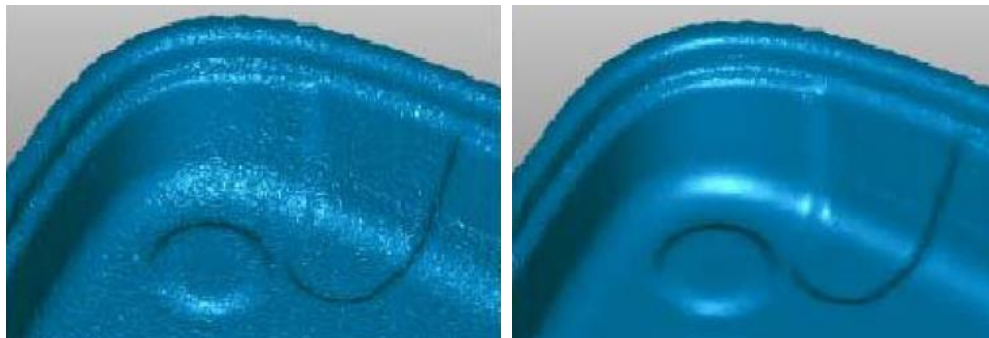


Figura 20 - Aplicação de filtro para redução de ruído. (Silva 2006)

Os ficheiros resultantes das digitalizações são muitos pesados, devido à elevada quantidade de pontos, pelo que o uso de filtros se torna muito importante para facilitar a manipulação posterior em computadores convencionais. A filtragem mantém apenas os pontos mais significativos para representar o objeto, ao eliminar pontos em zonas complexas. Esta filtragem pode diminuir consideravelmente o tamanho do ficheiro sem grande prejuízo de qualidade.

Depois da filtragem é possível unir os pontos três a três, formando triângulos, formando-se assim uma malha tridimensional do modelo. Com esta malha, é possível fazer várias alterações: suavizar a superfície, criar furos, “limar” arestas ou vértices “vivos”, entre outras.

Os ficheiros com os dados das malhas de triângulos planos que contêm também informações sobre os vértices e as normais de cada triângulo podem ser guardados em formato STL. Este é o formato padrão para os sistemas de fabrico aditivo. Devem ser adotados alguns procedimentos para a conversão de ficheiros para este formato:

- a) Usar tolerâncias de 0,01 mm para que o modelo não fique facetado;
- b) Fechar todas as falhas que possam existir na malha;
- c) Orientar as normais dos triângulos para fora da superfície; e
- d) Exportar o arquivo no formato binário.

Pode também ser necessário eliminar interseções entre alguns triângulos.

Geralmente, as superfícies são guardadas em formatos neutros, como o IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*), o que facilita a troca de dados e a utilização de diferentes tipos de *softwares*.

Para modelos de grandes dimensões ou elevada complexidade, pode ser necessário fazer várias digitalizações de diferentes vistas. Nestes casos, é preciso interligar as diferentes nuvens de dados adquiridas, para obter o modelo integral. Para tal, é necessária a existência de áreas em comum nas nuvens a interligar, pois alguns *softwares* realizam esta “montagem” identificando pontos em comum. Este processo pode ser facilitado através do uso de referências no modelo, como por exemplo pequenas esferas ou alvos autocolantes (Figura 21) (Silva 2006).



Figura 21- Registo de nuvens de pontos através de “autocolantes” de referência

Neste relatório, serão abordados dois métodos diferentes de engenharia inversa sem contacto: digitalização superficial por perfilometria *laser* e digitalização por projeção de luz estruturada.

4.3.1. Digitalização superficial por perfilometria laser

O *scanner* da digitalização superficial a *laser* consiste num conjunto projetor/detector (Figura 22). O primeiro projeta um feixe *laser* linear na face do paciente, e o detetor, sensor CCD (Dispositivo de Carga Acoplado), capta a luz dispersada. É criado, no sensor CCD um padrão de listas de alto contraste, a partir das diferentes velocidades que cada raio de luz adquire ao passar no cristal birrefringente, de acordo com o seu ângulo. Como o ângulo do raio de luz é função da distância entre um plano de referência e o ponto do feixe projetado no objeto, esta distância pode ser determinada pela análise das características do padrão criado. A relação entre o sinal no detetor CCD e a distância dos objetos é determinada por um processo preciso de calibração, realizado para cada lente utilizada.

A digitalização tridimensional a *laser* depende de alguns fatores, como a opacidade e cor da superfície a ser digitalizada (Silva 2006).

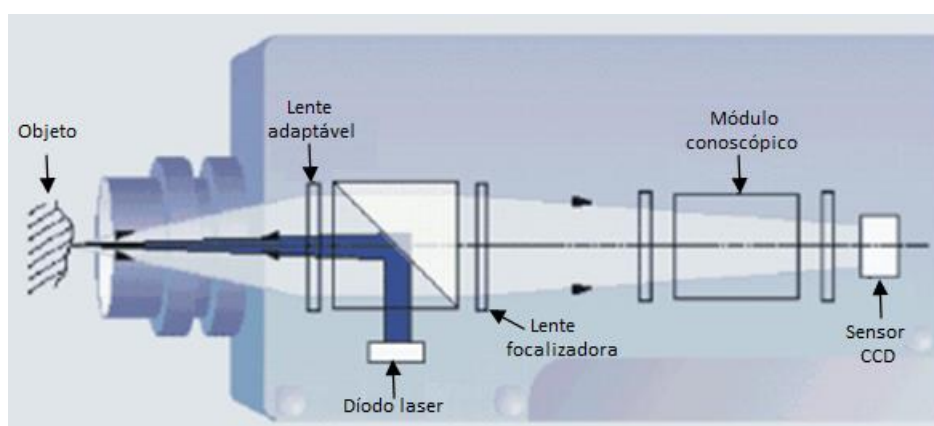


Figura 22 - Princípio de operação do sensor conoscópico a *laser* (Silva 2006)

Para garantir que o feixe de luz é inofensivo, em digitalizações faciais, apenas são usados *lasers* seguros para o olhos humano. Para digitalizar o corpo humano, o *scanner* é movido ao longo do corpo; o tipo de movimento e o número de *scanners* adequados podem depender da parte do corpo a digitalizar. Por exemplo, o digitalizador de corpo inteiro da Hamamatsu Photonics (Japão) consiste em 4 unidades de digitalização *laser*, que se movem verticalmente, de forma sincronizada, ao longo de 4 pilares, como é visível na Figura 23a. A Cyberware (nos Estados Unidos da América) tem um digitalizador cefálico, visível na Figura 23b, composto por uma única unidade projetor/detector que descreve círculos em torno da cabeça a digitalizar. Um último exemplo a considerar é o digitalizador podal da alemã Vitronic, visível na Figura 23 (c), composto por 3 unidades projetor/detector que se movem horizontalmente; duas delas nas laterais do aparelho e uma no fundo do aparelho (por baixo do pé) (D'Apuzzo 2006).



Figura 23 - Sistemas de digitalização por *laser*: (a) Digitalizador de corpo inteiro. (b) Digitalizador cefálico. (c) Digitalizador podal “Pedus”. (D'Apuzzo 2006)

O elevado custo de produção de componentes para a tecnologia de digitalização *laser* é uma desvantagem. Para além disso, o sistema precisa de ser calibrado para que a posição geométrica da(s) unidade(s) projetor/detector possa ser determinada com exatidão. Outra desvantagem deste método é a elevada quantidade de tempo necessário para a digitalização de grandes superfícies. A digitalização de extremidades do corpo como os pés ou as mãos não é problemática mas, no caso da cabeça ou do corpo inteiro, torna-se praticamente impossível permanecer imóvel durante o intervalo de tempo necessário para a digitalização. Movimentos inadvertidos como a respiração ou uma contração de um músculo podem gerar erros, especialmente no caso da digitalização da face, devido à escala reduzida e elevada resolução (D'Apuzzo 2006).

4.3.2. Digitalização por projeção de luz estruturada

Um equipamento de um sistema de digitalização que utiliza o princípio de luz estruturada é composto por um conjunto de uma ou duas câmaras CCD e por um projetor de luz estruturada, tal como é apresentado na Figura 24 (Aviz 2010).

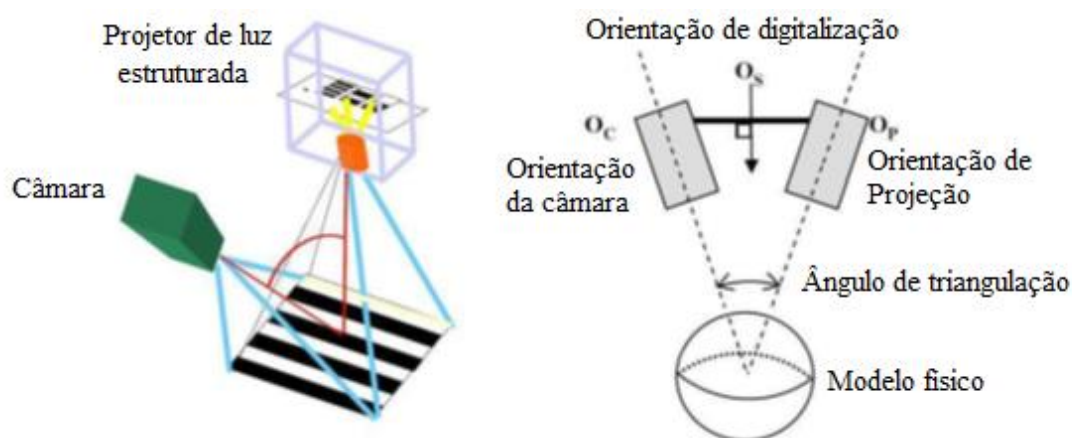


Figura 24 - Modelo de configuração de um sistema de medição com luz estruturada. (Aviz 2010)

O ângulo formado entre a(s) câmara(s) e o projetor é denominado por ângulo de triangulação. É previamente conhecido pelo sistema, mantendo-se constante durante todo o processo de aquisição (Silva 2006).

O projetor emite um feixe de luz sobre o modelo físico e a câmara de medição recolhe as coordenadas referentes à posição por triangulação. O processo é repetido diversas vezes, iluminando-se outras regiões da superfície a digitalizar e assim novas imagens são captadas até se completar a nuvem de pontos (Silva 2006).

As digitalizações realizadas por luz estruturada são afetadas por diversos fatores, que contribuem para a dificuldade de recolha de dados. Na Figura 25 são apresentados os principais fatores que causam dificuldade e possíveis distorções na digitalização, tais como a resolução do sistema que capta as imagens bidimensionais, a textura e cor do objeto a medir, a iluminação ambiente, o número e orientação das digitalizações (Silva 2006).

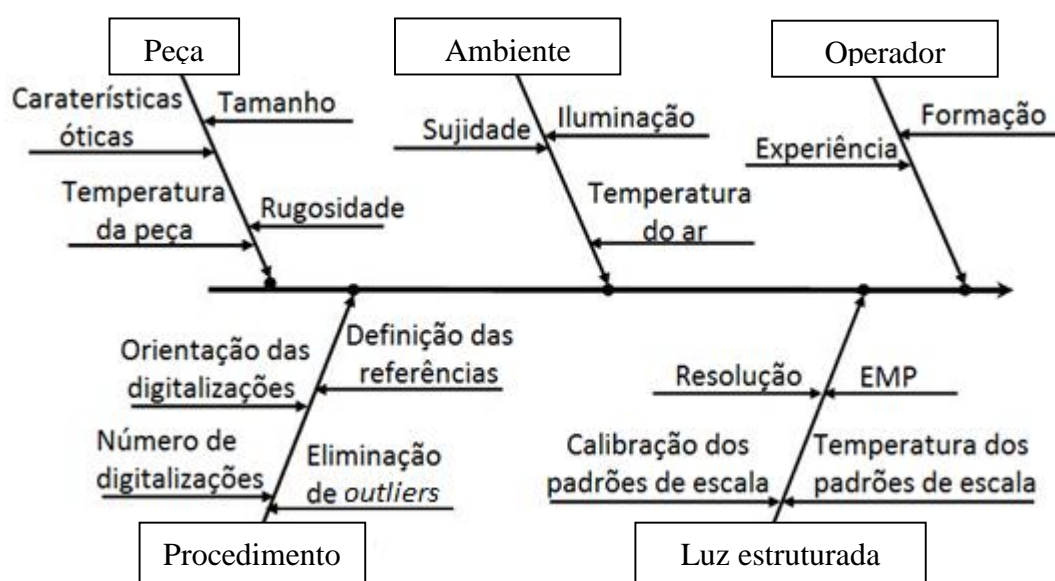


Figura 25 - Representação esquemática das fontes de erro do processo de aquisição de dados por luz estruturada. (Silva 2006)

Este método é utilizado extensivamente na digitalização do corpo humano e é, de uma maneira geral, a alternativa aos problemas da digitalização *laser*. Em vez de uma unidade de digitalização móvel, o padrão de luz é projetado no corpo humano e captado pela câmara. Esta é uma vantagem clara, pois uma única captura pode ser suficiente para digitalizar a superfície pretendida. Para se obter uma resolução mais elevada, as listas do feixe de luz são deslocadas e são capturadas múltiplas cenas, num curto espaço de tempo (normalmente menos de um segundo). Desta forma, o movimento inadvertido do corpo humano deixa de ser um problema.

A digitalização por luz estruturada é limitada pela área a digitalizar: é capaz de digitalizar, por exemplo o tronco superior e face de uma pessoa (Figura 26); mas para digitalizar zonas mais extensas (como toda a cabeça ou o corpo), necessita de diversas unidades de digitalização no mesmo equipamento (D'Apuzzo 2006).



Figura 26 - Equipamento de digitalização por luz estruturada "Capturor", da inSpeck (Canadá) - projeção do feixe de luz, à esquerda e unidade de projeção/captura, à direita (D'Apuzzo 2006).

A Figura 27 ilustra um exemplo de um sistema de digitalização de corpo inteiro através de luz estruturada, composto por um conjunto de 6 unidades de projeção/captura. Esta solução tem a desvantagem da impossibilidade de estas 6 unidades funcionarem em simultâneo, pois as projeções das diferentes unidades interfeririam entre si e, por isso, têm de ser utilizadas em série, o que implica um aumento do tempo necessário para a digitalização. No que diz respeito ao custo, este método é vantajoso, em comparação com a digitalização laser (D'Apuzzo 2006).



Figura 27 - Exemplo de um sistema de digitalização de corpo inteiro, composto por 6 unidades "Capturor" (D'Apuzzo 2006)

4.3.3. Limitações e dificuldades do processo de digitalização

Existem diversos tipos de problemas operacionais relativos à especificação dos dados. Os principais são: calibração, precisão, acessibilidade, oclusão, fixação, vistas múltiplas, ruídos (falhas), distribuição estatística do modelo e superfície de acabamento. Abaixo é feita a descrição de cada um dos problemas.

- a) **Calibração:** É a parte indispensável para a configuração e operação de um sistema de digitalização. Podem ocorrer erros sistemáticos dos sensores devido a erros geométricos, distorções nas lentes, desalinhamento eletrónico das câmaras e outras ocorrências similares. Todos os sensores devem ser calibrados para determinados parâmetros de precisão com pontos da câmara e orientações;
- b) **Acessibilidade:** Trata-se de uma limitação operacional da digitalização quando determinadas zonas a serem digitalizadas não são facilmente alcançadas devido tanto à configuração quanto à tipologia do modelo. Habitualmente são requeridas diversas vistas, no entanto, podem existir algumas regiões onde é impossível garantir a digitalização em certos métodos. Por exemplo, dentro dos furos é impossível aceder devido à existência de sombras;
- c) **Oclusão:** É o bloqueio da digitalização por sombra ou obstrução. No entanto, mecanismos de digitalização múltiplos não costumam apresentar este problema;
- d) **Fixação:** A geometria dos dispositivos de fixação também fazem parte do modelo e a eliminação destas áreas é geralmente muito difícil sendo frequentemente necessário realizar digitalizações múltiplas.
- e) **Ruído (falhas):** Os ruídos podem surgir devido a diversos motivos, tais como, vibrações e reflexões. É difícil identificar e remover estes ruídos. No entanto, existem diversos tipos de filtros que podem ser usados nestas situações. A questão, muitas vezes, é saber quando eliminar o ruído, se antes, durante ou depois do modelo ser construído. No entanto, existem diversas situações em que o ruído não deve ser eliminado por completo.
- f) **Restaurações:** Este problema ocorre quando ocorrem situações de inacessibilidade ou oclusões (omissões) devido às limitações construtivas dos sistemas. Dados próximos de contornos são geralmente regiões em que o sensor apresenta menos densidade de detalhes, ainda existem outras superfícies onde apenas algumas partes da superfície são captadas, existindo assim regiões “perdidas”. Contudo, estas superfícies podem ser necessárias para a reconstrução da superfície global. As estratégias para restaurar os dados perdidos podem ser extensão de superfícies, interseção e preenchimentos de “furos”.
- g) **Distribuição estatística:** Qualquer parte digitalizada representa apenas uma amostragem da população. Assim, quando os métodos de engenharia inversa são utilizados para reproduzir uma forma, a tolerância da distribuição da parte digitalizada deve ser considerada.
- h) **Superfície de acabamento:** O tipo de superfície do modelo, é também, uma questão importante. A suavidade e algumas pinturas na superfície, podem afetar o processo de captura. Em superfícies grosseiras produzem mais ruídos (falhas) do que em superfícies lisas. A reflexão, pode também, afetar a digitalização. Quando se digitaliza a face humana, são introduzidas falhas de cada vez que a luz reflete nos olhos. O cabelo, é também, um exemplo de superfície grosseira que apresenta dificuldades em ser digitalizado (Koutny et al. 2012).

4.4. Comparação dos diferentes métodos

A partir de vários documentos foi elaborada a Tabela 3, comparativa dos diversos métodos de aquisição de dados. É possível comparar diferentes parâmetros tais como: a segurança para o paciente; a resolução espacial; a redundância dos dados após a digitalização; a precisão; o tempo necessário para se obter uma digitalização completa; o custo; o espaço necessário; a flexibilidade de uso e o conforto para o paciente aquando a digitalização. O detalhe perceptível de uma imagem depende da resolução espacial do sensor, que representa a característica detetável mais pequena possível. Entende-se por redundância de dados a existência de dados desnecessários, por exemplo, os dados da anatomia interna do corpo humano, obtidos através de TAC e de RM, inúteis para a criação de próteses extraorais (Yunpen et al. 2013).

Tabela 3 - Comparação entre os vários tipos de digitalizadores (Fontes: (Yunpen et al. 2013), (GOM Optical Mesuring Techniques 2014), (Artec 3D Scanners 2014), (Koutny et al. 2012))

Parâmetro	TAC	RM	Laser	Luz estr. Fixa	Luz estr. portátil
Segurança	Exposição a radiações	Campos magnéticos	Potenciais danos para os olhos	Quase inofensivo	Quase inofensivo
Resolução espacial	Baixa	Baixa	Elevada	Elevada	Média
Redundância dos dados	Elevada	Elevada	Baixa	Baixa	Baixa
Precisão	1 mm	< 1 mm	0,06 – 0,5 mm	0,018 mm	0,05 – 0,1 mm
Tempo necessário	ND	ND	0,6 – 15 s	0,8 s	0,0002 s
Custo	Elevado	Elevado	Médio	Reduzido	Muito reduzido
Espaço necessário	Muito grande	Muito grande	Reduzido	Grande	Muito reduzido
Flexibilidade	Reduzida	Reduzida	Elevada	Elevada	Elevada
Conforto para o paciente	Reduzido	Reduzido	Elevado	Relativamente elevado	Elevado

4.5. Software para processamento de imagens médicas

A evolução nas técnicas de imagiologia médica como a TAC ou a RM tem permitido os a obtenção de análises detalhadas da estrutura e função anatómica do paciente. Cada uma dessas técnicas usa diferentes princípios físicos de modo a gerar um conjunto de imagens transversais do corpo humano. Com o intuito de padronizar a formatação destas imagens diagnósticas, foi criado o DICOM – *Digital Imaging Communications in Medicine*. O DICOM é um conjunto de normas para tratamento de imagem, num formato eletrónico, entre equipamentos de marcas diferentes, que podem ou não ser compatíveis, e entre equipamentos de imagem e computadores, estejam estes em hospitais, clínicas ou laboratórios (Materialise 2014b).

Existem vários *softwares* disponíveis que importam imagens DICOM e utilizam a manipulação de *pixels* para permitir o isolamento de estruturas anatómicas específicas num TAC ou RM e exportado num formato apropriado. Muitos destes *softwares* têm o mesmo princípio de funcionamento (Bibb 2006). Alguns desses *softwares* são o *Mimics* da *Materialise*, o *InVesalius* da Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer e o *ScanIP* da *Simpleware*.

O MIMICS - *Materialise's Interactive Medical Image Control System* é atualmente um dos programas de controlo e transferência de dados médicos mais utilizados e poderosos. É uma ferramenta interativa para visualização e segmentação de imagens obtidas por TAC ou RM e para transformação dessas imagens em ficheiros 3D. Desta forma, este programa pode ser utilizado para diagnóstico, planeamento ou simulação de intervenções cirúrgicas. A Figura 28 mostra um exemplo de imagens obtidas por TAC e a respetiva obtenção 3D de uma mandíbula recorrendo ao *software* MIMICS (Janssens e Poukens 2007).

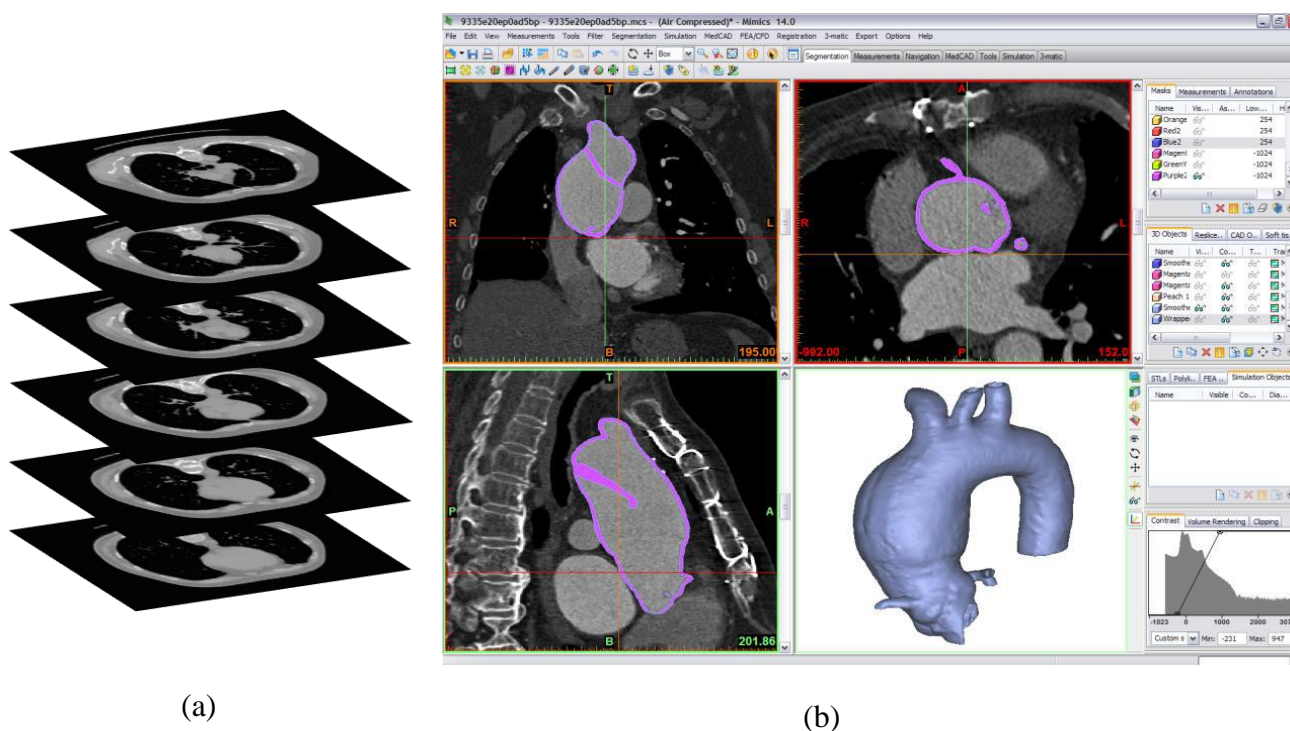


Figura 28 - Exemplo de utilização de secções transversais 2D (a) no software Mimics para obtenção de ficheiros 3D (b)

Os modelos 3D obtidos através do *Mimics* podem ser diretamente manipulados no próprio programa ou no 3-matic, bem como efetuar medições em 2D e em 3D; e exportar os modelos 3D para STL para sistemas de fabrico aditivo (Materialise 2014b).

4.6. Junção e Adaptação dos Volumes em Falta: Processo de Biomodelação

Depois de obter as imagens tridimensionais da face do paciente, é necessário elaborar ou adaptar o tecido em falta, quer por adição de imagens tridimensionais obtidas através de bases de dados, quer por espelhagem e adaptação a partir da zona saudável, como é o caso dos olhos e orelha. Assim, o projeto de uma prótese requer a possibilidade do ficheiro ser facilmente manipulado a partir de imagens médicas ou a partir do levantamento de forma. Sendo a anatomia humana extremamente complexa no que diz respeito à sua forma, a modelação 3D em sistemas CAD convencionais torna-se difícil de modelar. Os modelos obtidos a partir do *Mimics* ou do levantamento de forma apresentam a sua superfície constituída por pequenas faces triangulares, como já foi referido anteriormente, devido ao facto de se tratar de ficheiros transferidos no formato STL. O recurso a *softwares* CAD convencionais para manipular este tipo de ficheiros obriga a um exaustivo trabalho de conversão do ficheiro em triângulos para um ficheiro em superfícies. Para simplificar o projeto da prótese, pode-se trabalhar diretamente sobre o ficheiro STL recorrendo a *softwares* de manipulação de ficheiros STL, tal como o *software* da *Materialise*: 3-matic. Alguns estudos, demonstram que projetos de próteses realizados a partir de *softwares* convencionais de CAD 3D podem demorar cerca de 3 vezes mais do que a modelação no 3-matic (Janssens e Poukens 2007).

As principais funcionalidades do 3-matic são (Materialise 2014a):

- Realizar medições 3D e análises de engenharia;
- Projetar implantes à medida do paciente ou guias cirúrgicos;
- Preparar dados anatómicos e/ou implantes para simulações de elementos finitos.

Na Figura 29 encontra-se um exemplo de modelação em 3-Matic. Verifica-se a criação de um implante à medida, a roxo, de uma cranioplastia sobre um modelo STL de um crânio criado a partir de uma TAC.

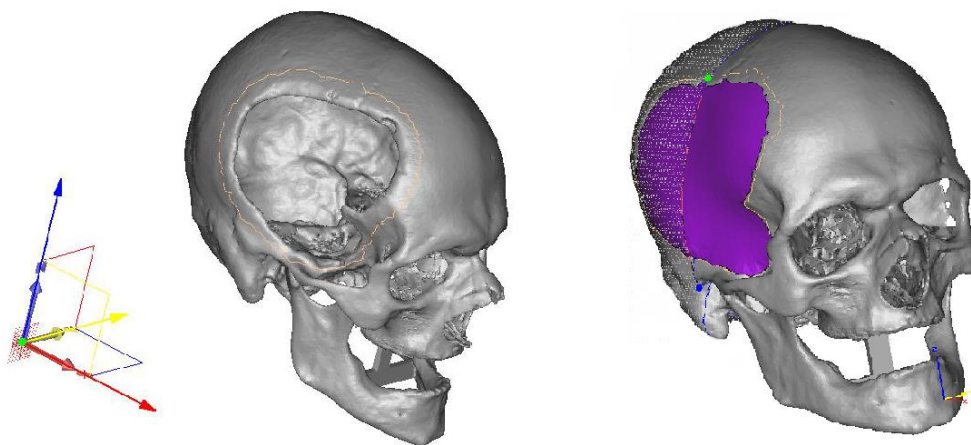


Figura 29 - Exemplo de criação de prótese por modelação em 3-matic (Sirinterlikci 2012)

5. Processos de Fabrico

5.1. Processos de Fabrico Aditivo

O fabrico aditivo consiste num conjunto de processos tecnológicos que permitem fabricar modelos físicos tridimensionais diretamente a partir de um desenho CAD 3D. Os modelos são construídos progressivamente por camadas recorrendo à adição de material (Benz et al. 2014).

Este processo é um instrumento muito importante no desenvolvimento de novos produtos. Permite uma grande redução do tempo de projeto, bem como a verificação da funcionalidade de componentes em montagens, verificação do atravancamento das peças, avaliação da forma e função, avaliação dos processos de manufatura e permite o fabrico de pré-séries (Leal 2011).

Sendo esta uma tecnologia através da qual o modelo é obtido a partir da adição de material, camada a camada, é habitual que as peças apresentem irregularidades superficiais, correspondentes à espessura de cada camada. Este fenómeno é designado por “efeito de escada” obrigando a posterior acabamento superficial (Sirinterlikci 2012).

Esta tecnologia é usada em várias aplicações médicas, por exemplo (Giannatsis e Dedoussis 2007):

- Biomodelação, o que envolve o fabrico de modelos físicos de partes do corpo humano e estruturas biológicas em geral para planeamento ou testes de cirurgias;
- Conceção e fabrico de implantes para operações protésicas, reabilitação e cirurgia plástica;
- Fabrico de implantes porosos em engenharia de tecidos;
- Fabrico de ferramentas cirúrgicas específicas; e
- Dispositivos médicos de libertação de fármacos.

Os processos de fabrico aditivo podem ser classificados em processos diretos e indiretos. Nos métodos diretos, o equipamento de fabrico aditivo produz diretamente o modelo, enquanto as técnicas indiretas usam modelos de fabrico aditivo para produzir o modelo para fabricar os moldes.

As técnicas diretas de fabrico aditivo utilizam equipamento de elevado custo e são de utilização limitada. No entanto, diversos processos indiretos têm sido desenvolvidos para a produção de ferramentas baseadas em modelos de fabrico aditivo (Vasconcelos, Lino, e Neto 2001).

5.1.1. Estereolitografia (SL)

Este processo consiste no varrimento da área do objeto com recurso a um feixe *laser* de raios ultravioleta que fotopolimeriza uma resina epoxídica. A reacção fotoquímica depende da potência do *laser*, do seu diâmetro e da velocidade de varrimento.

O seu sistema elevatório é extremamente preciso e permite que o modelo vá sendo construído com o laser a fazer o varrimento correspondente à secção do modelo a uma determinada cota. Após este processo, é necessário efetuar-se a cura completa do modelo numa câmara de luz ultravioleta.

Na Figura 30 encontra-se um esquema de funcionamento de uma máquina de SL.

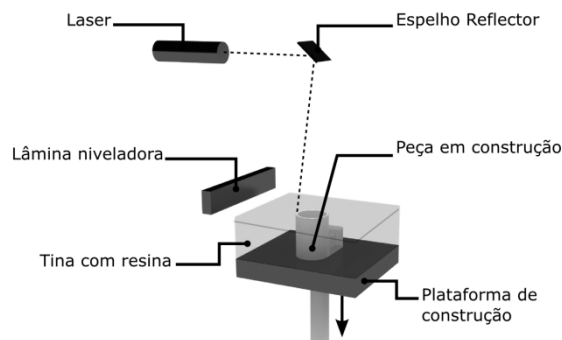


Figura 30 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de SL.

Existe uma variante do processo de estereolitografia, chamada *quickcast*, em que os modelos são baseados numa estrutura tridimensional oca em forma de ninho de abelha. Com esta estrutura consegue-se reduzir a densidade relativa dos modelos em cerca de 70 a 80%, tornando assim este processo económico e mais rápido de fabricar (Lino et al. 2001).

5.1.2. Sinterização Seletiva por laser (SLS)

Este processo utiliza pós de baixa granulometria de diversos materiais, nomeadamente, plásticos, compósitos de matriz polimérica, metais ou cerâmicos revestidos a termoplástico ou ligas metálicas que são ligados através do varrimento de um laser de elevada potência. É distribuída através de um rolo uma camada de pó correspondente à espessura de cada camada de construção. O feixe *laser* incide depois sobre as partículas, provocando a fusão parcial das interfaces dos pós, de forma a obter um sólido (Lino et al. 2001).

O princípio de funcionamento está esquematizado na Figura 31.

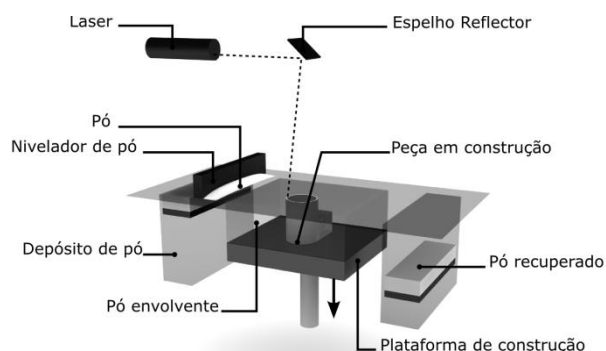


Figura 31 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de SLS.

5.1.3. Impressão Tridimensional - 3D Printing

Este processo consiste na distribuição de uma camada uniforme de pó sobre a superfície de trabalho, sendo posteriormente depositado um ligante sobre essa camada na zona correspondente ao local da peça.

Este processo repete-se até o modelo ficar completamente construído. Após a sua finalização é necessário submeter o protótipo a uma impregnação de modo a aumentar a sua resistência (Lino et al. 2001).

Na Figura 32 encontra-se representado a esquematização do princípio de funcionamento de uma máquina de impressão tridimensional.

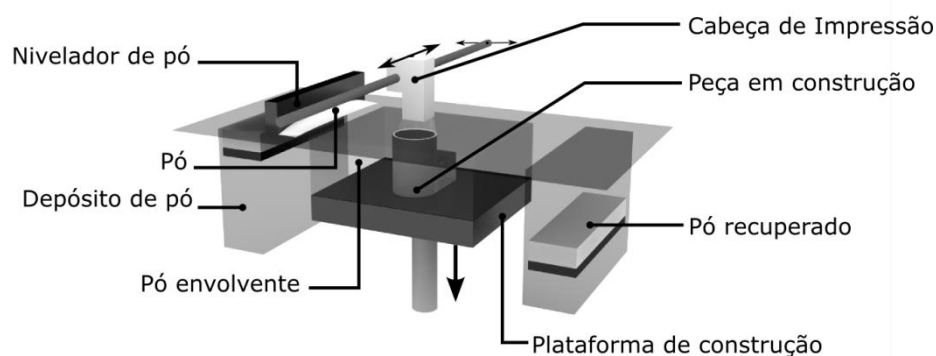


Figura 32 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de TDP

Usando este tipo de equipamentos, desenvolveu-se um processo de impressão 3D de próteses extraorais a cores. No entanto, estas (Figura 33) apresentam características funcionais irrelevantes (Xiao e Zardawi 2013).

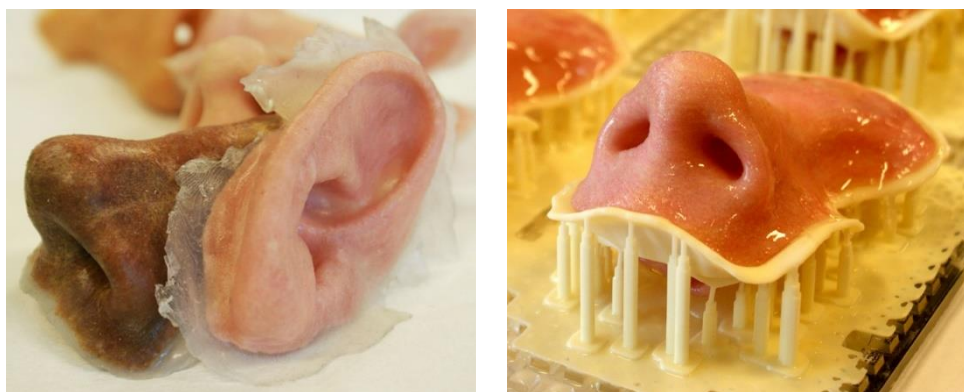


Figura 33 - Próteses fabricadas por impressão 3D a cores (Flaherty 2013)

5.1.4. Modelação por extrusão de plástico (FDM)

Processo que envolve o uso de materiais termoplásticos, nomeadamente ABS, extrudidos numa plataforma através de bicos de extrusão que traçam a secção transversal de cada camada e o material termoplástico endurece antes da aplicação da camada seguinte. O processo repete-se até que o modelo esteja completo. Pode ser necessária a extrusão de um material especial, para servir de suporte a certas geometrias, e que, depois da finalização do modelo, é retirado (Additive Manufacturing 2014). A Figura 34 apresenta um esquema de uma máquina FDM.

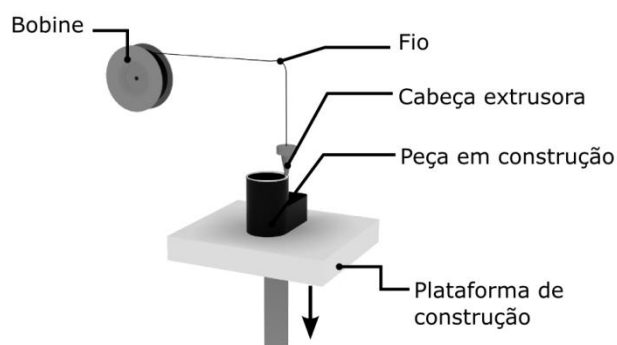


Figura 34 - Esquema do princípio de funcionamento de um equipamento de FDM.

5.1.5. Comparação dos processos de fabrico aditivo no fabrico de próteses

Na Tabela 4, encontra-se um quadro resumo com as vantagens e desvantagens de cada um dos métodos de descritos nas secções.

Tabela 4 - comparação dos diferentes métodos de fabrico aditivo (Lino e Neto 2013)

	Vantagens	Desvantagens
Estereolitografia (SL)	Excelente precisão dimensional e de acabamento superficial; Permite obter formas complexas com excelente detalhe; Pouco desperdício de material; Possibilidade de usar materiais para aplicações médicas; Diversidade de materiais (Resistentes a altas temperaturas, transparentes, etc.).	Elevado custo do equipamento e dos materiais; Elevados custos de manutenção; Tempo de fabrico relativamente elevado; Necessidade de suportes; Necessidade de pós-cura; Problema dos volumes fechados.
Sinterização seletiva por Laser (SLS)	Um dos melhores processos de obtenção de protótipos funcionais em material termoplástico; Elevada resistência mecânica e térmica; Rapidez de execução das peças; Não necessita de suportes; Não necessita de pós-cura no caso de materiais termoplásticos.	Rugosidade superficial; Porosidade; Baixa precisão dimensional; Elevado custo de matéria-prima.
Impressão tridimensional (TDP)	Não necessita de suportes físicos para construir o modelo; Permite obter qualquer tipo de geometria; Possibilidade de obter diferentes cores num modelo; Elevada velocidade; Versatilidade.	Elevada granulometria (mau acabamento superficial); Peças frágeis em verde; Formas intrincadas dificultam a remoção do pó. Baixa precisão.
Modelação por extrusão de plástico (FDM)	Excelentes propriedades dos protótipos em termoplástico; Permite usar modelos em cera para processo de fundição de precisão; Boa precisão dimensional nos 3 eixos; Permite o uso simultâneo de dois materiais desde que estes sejam compatíveis entre si.	Processo lento; Elevado custo dos modelos; Elevado custo do equipamento.

5.2. Pigmentação da Prótese

A pigmentação do silicone é uma etapa importante, uma vez que é necessário que a prótese tenha uma cor compatível com o tecido natural. Para que isto seja possível, é necessário interpretar e identificar as cores e reconhecer o nível de detalhe necessário para, posteriormente, criar uma cor o mais próxima possível da tonalidade da pele da pessoa (Leal 2011).

O sucesso da coloração da prótese depende de duas habilidades do anaplastologista: interpretação/identificação de cor, e identificação de detalhes (Thomas 2006).

A coloração da prótese é normalmente submetida a duas colorações: a coloração intrínseca e a coloração extrínseca.

5.2.1. Pigmentação intrínseca

Esta técnica envolve a combinação de pigmentos com o silicone, através do método de tentativa e erro, até atingir a coloração apropriada (Hungerford et al. 2013). É um método que permite a criação de uma estratificação da cor que, por sua vez, resulta numa aparência natural e com uma cor profunda.

O uso de formulação de cor a partir do computador usando um espectrofotômetro tem sido documentado. Contudo, a escala de cores da pele é de composição extensa e complexa. Assim, usando técnicas computacionais torna-se demorado até se conseguir uma cor aceitável, para além disso o equipamento e *software* são caros. A correspondência da pigmentação do silicone com o tom de pele, sendo primariamente uma forma de arte, só pode ser aprendida e adquirida através da prática intensiva que, em último caso, se traduz em experiência e para a qual não existe substituto.

Uma simples técnica para obter a correta fórmula de cor é construindo amostras de silicone de variadas correspondências de cores e tipos de pele (Figura 35). É, então escolhida a amostra apropriada, ou seja, aquela que é estimada como sendo a mais próxima à cor da pele do paciente, e são adicionadas à fórmula cores adicionais até que se alcance o tom de pele correto. Esta técnica pode poupar tempo e é muito útil para o protésico inexperiente (Thomas 2006).



Figura 35 – Paleta de amostras em silicone de cor de pele (Thomas 2006)

5.2.2. Coloração extrínseca

Este procedimento deve ser realizado com grande subtiliza. No caso da coloração intrínseca ter sido efetuada corretamente, apenas será necessário tratar de pequenos detalhes. A coloração extrínseca é considerada como o processo que “dá vida” à prótese, através da adição de detalhes subtis como sardas, veias, pelos e sombras naturais (Figura 36).

Está disponível uma grande variedade de pigmentos extrínsecos; no entanto, os mais subtis e naturais são as paletes de maquilhagem artística, com uma grande variedade de cores, muitas delas bastante semelhantes às cores naturais da pele (Thomas 2006).

Esta operação manual requer a participação de um operador com especial vocação artística.



Figura 36 - Coloração extrínseca de prótese (Medical Art Resources Incorporated 2014)

5.3. Métodos de Fabrico

Existem dois métodos distintos de conceção das próteses extraorais:

- Método convencional; e
- Método digital.

Os métodos distinguem-se entre si pela forma como é efetuado o levantamento de forma da anatomia e pelo método de obtenção do molde para fabrico da prótese. Nas secções “Método convencional” e “Método digital” serão descritas as diferentes abordagens.

5.3.1. Método convencional

O método convencional, tal como o próprio nome indica, é o método mais antigo utilizado no fabrico de próteses. A grande maioria das próteses são feitas através deste processo, que se pode considerar como sendo manual, pois é necessário recorrer a escultores para esculpir os tecidos que se pretendem reproduzir (Lemon et al. 2005).

Este método envolve cinco etapas principais que se apresentam no fluxograma da Figura 37: i) *Lifecasting*, ii) Conversão polimérica do modelo, iii) escultura manual, iv) fabrico do molde e, v) fabrico da prótese.

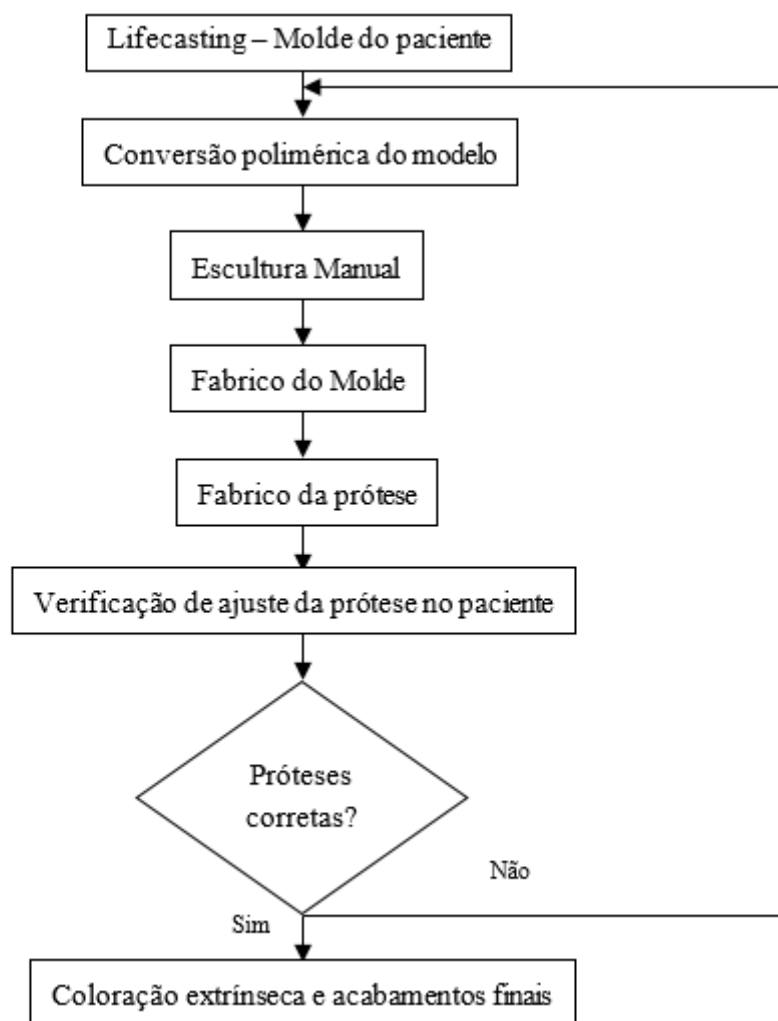


Figura 37 - Fluxograma de concepção de próteses pelo método convencional

i. *Lifecasting* - Impressão

Este passo inicial, ilustrado na Figura 38 serve para se obter o negativo da parte do corpo do paciente que se pretende reproduzir. Este molde é usado como base para esculpir a parte em falta. O alginato de sódio ou o silicone biocompatível (abordados mais adiante neste relatório), são os materiais usados para o *lifecasting*.

O molde obtido é pouco resistente e flexível; sendo necessário criar um suporte rígido que é habitualmente criado por cima do molde inicial, com gesso ou bandas de resina reforçada com fibra de vidro, de forma a conferir-lhe apoio e rigidez.



Figura 38 – *Lifecasting* de uma face: a) Aplicação do silicone b) Face coberta c) Colocação de bandas (Moldes Fáceis 2010)

ii. e iii. Modelo positivo e escultura

O molde obtido por *lifecasting* é cheio com gesso, com o objetivo de se reproduzir a anatomia do paciente. Inicia-se, então, a escultura da forma da prótese que se pretende obter, que é feita diretamente no modelo positivo, no local do defeito. O material usado para esculpir é geralmente barro, cera ou gesso. Deve-se ter em conta que as extremidades do material moldado devem ser o mais finas possíveis, uma vez que a prótese terá a forma esculpida (Lemon et al. 2005).

iv. Fabrico do segundo molde

Após a escultura estar acabada, é efetuado um novo negativo da face com a prótese esculpida (Lemon et al. 2005).

v. Fabrico da prótese

O material usado na escultura, é removido do molde. Prepara-se o silicone. Vaza-se o material de silicone para a cavidade do molde. Quando o material está curado, este é removido, recortado e testado no paciente. Se for necessário, são feitas modificações e colorações externas.

Por fim, são dadas instruções ao paciente de como remover e colocar a prótese e este é acompanhado atentamente durante um curto período de tempo, sendo agendadas consultas periódicas (Lemon et al. 2005).

5.3.1.1. Técnicas de impressão: Lifecasting

A preparação de um paciente para a técnica de impressão é um importante ponto que requer planeamento antecipado. A técnica de impressão é o aspeto considerado mais perturbador, pelo paciente, em todo o processo. Portanto, o método a ser usado deve ser explicado em detalhe ao paciente antes do início da impressão.

O paciente deve ser informado em relação ao que esperar em cada passo da técnica, incluindo o tempo aproximado de cada passo.

É importante que a impressão registre todos os detalhes da posição natural do paciente.

Quando se trata de copiar mãos, dedos ou braços, estes devem permanecer na posição natural de relaxamento, de outra forma resultará uma posição artificial da prótese (Thomas 2006).

Propriedades dos materiais de impressão

Pode ser utilizada uma variedade de materiais para obter uma impressão da zona com defeito, contudo é absolutamente pertinente que o material escolhido não danifique os tecidos em causa do paciente, nem cause dor e, ao mesmo tempo, seja capaz de promover uma impressão precisa e estável. As suas propriedades devem ser (Thomas 2006):

- Seguros e não tóxicos;
- Livres de produzir odores adversos;
- Não causar reações adversas no tecido;
- Possuir uma viscosidade adequada que permita um controlo fácil por parte do protésico/anaplastologista;
- Possuir um tempo de manuseamento suficientemente adequado para a tarefa em questão, usualmente é de 3 a 5 minutos; e
- Ser fácil de desmoldar sem o risco de provocar lesões.

Tipos de materiais para lifecasting

Alginate de sódio

Este é um material relativamente barato, seguro e popular que surgiu na área da medicina dentária, e é por isso preferido por muitos profissionais da protésica maxilofacial. No entanto, sendo um hidrocolóide irreversível, a impressão e vazamento do modelo deve ser efetuada muito rapidamente para manter a estabilidade dimensional. Para além disso, a impressão é muitas vezes danificada irreversivelmente devido à presença de qualquer pequeno entalhe interior; é por esse motivo que o uso deste material é desaconselhado em casos que requerem formas complexas.

Os alginatos dentários são concebidos para uso oral e apresentam normalmente tempos de solidificação demasiado curtos para áreas relativamente grandes. Por isso, é muitas vezes necessário retardar o tempo de solidificação para obter um tempo de trabalho aceitável: entre 3 e 5 minutos.

O retardamento do tempo de cura do alginato e, conseqüente o prolongamento do tempo útil de trabalho, pode ser alcançado através da adição de 1% de fosfato ácido de sódio à massa total de alginato. Em alternativa, pode-se adicionar 0.5% da composição anterior à água, de forma a obter uma solução instantânea que retarde até 10 minutos o endurecimento do alginato de sódio, dependendo da temperatura ambiente.

O alginato é uma boa escolha para áreas de contornos planos com pequenos entalhes ou sem entalhes.

Foram comparados alguns tipos diferentes de alginato, no que diz respeito à *Pot Life*, ao tempo de cura e ao preço de cada um deles. *Pot Life* é o termo usado para designar o tempo disponível para realizar o processamento do alginato, desde o momento em que este é misturado com o agente catalizador. O tempo que decorre desde o momento em que o alginato deixa de ser perfeitamente processável até ao momento em que endurece por completo, é denominado de tempo de cura (Thomas 2006).

Os dados obtidos através da pesquisa de mercado estão dispostos na Tabela 5. Estes dados foram consultados nas páginas de *internet* dos fabricantes de cada silicone.

Tabela 5 - Comparação de alguns alginatos presentes no mercado (ND: Não Divulgado)

Fabricante	Modelo	Pot Life [min.]	Tempo de Cura [min.]	Preço [€/kg]
Bentley Adv. Materials	Alja-Safe	8	8	24,19
Bentley Adv. Materials	Alja-Safe Acrobat	5	8	23,47
Factor II	J-6380	ND	6	8,88
Factor II	J-6390	ND	3	8,88
Factor II	J-603 Special Formula	ND	6 a 8	42,50
LASCOD	Kromopan	1m45s	3	16,42

Silicones tixotrópicos

Os silicones tixotrópicos têm-se tornado muito mais populares para técnicas intra e extraorais. Uma larga variedade de silicones com variados tempos de solidificação e durezas são, hoje em dia, bastante acessíveis. A elevada gama, de baixas a elevadas viscosidades, permite um maior controlo durante a aplicação da técnica.

A escolha de alguns especialistas para próteses faciais, tanto para tecido mole como duro e mucosa intra-nasal, é o sistema Epiform. Este sistema consiste em dois materiais distintos: o Epiform Flex® e o Epiform Solid®, da Dreve™. O primeiro material, de cor alaranjada, tem uma dureza de 12 Shore A e uma elevada viscosidade, o que facilita o seu uso dentro e em torno de locais de passagem de ar ou cavidades, graças à sua fácil aplicação.

A baixa dureza torna este material ideal para a reprodução de entalhes vincados e tem-se verificado que é muito confortável para o paciente, particularmente em situações de remoção de próteses localizadas em áreas sensíveis.

Quanto ao segundo material, Epiform Solid® da Dreve™, é de cor amarela e tem uma dureza superior: 45 Shore A. É usado como material de suporte para o Epiform Flex®, estabilizando o conjunto. Estes silicones endurecem por adição, têm uma elevada resistência ao

rasgo, apresentam boa estabilidade dimensional e permitem realizar impressões extremamente detalhadas, a partir das quais podem ser produzidos vários modelos. É possível reforçar o Epiform Flex com outro material, como polisiloxanos ou mesmo gesso.

Os silicones são a escolha mais indicada para a obtenção de impressões de membros e defeitos associados. Estes silicones usam um catalisador de estanho que assegura uma contração mínima.

Um silicone muito útil para a gravação de defeitos de membros é o Silcoset 105 (Ambersil Ltd, Somerset, Reino Unido). Este é um silicone de baixa viscosidade, que pode ser aumentada através da adição de sílica coloidal (fumed silica), como por exemplo, Aerosil 200 (Degussa, Alemanha) para criar um silicone pastoso que é facilmente aplicado e controlado no membro em questão. Tem uma elevada dureza e é bastante estável. No entanto, esta dureza elevada torna-o impróprio para usar em áreas com entalhes. Como este silicone é bastante rígido é fácil de cortar e seccionar.

O material é fornecido com um catalisador normal, que promove um longo tempo de cura e é, por isso, impróprio para técnicas de impressão. Para isso, é necessário usar o agente de cura rápida de referência 80102111. Este agente é usado num rácio máximo de 1% e facilita o processo de cura, acelerando-o para cerca de 2 minutos.

Para impressões de membros que necessitem de detalhes bastante pronunciados, como por exemplo, mãos ou braços, o silicone é a escolha óbvia, pois permite a obtenção de múltiplos modelos a partir de uma só impressão. É necessário, para isso, um silicone de viscosidade reduzida, como por exemplo, o Dow Corning Silastic 3483 (Replication Technologies, Waltham Abbey, Inglaterra).

Apesar do silicone ser um material relativamente caro, permite reproduções muito detalhadas e também facilita múltiplos vazamentos com o mesmo molde. Por último, a impressão pode ser armazenada para uso indeterminado (Thomas 2006).

5.3.2. Método digital

O método convencional de impressão – com alginato ou silicone – apresenta bastantes pontos fracos, podendo danificar o tecido mole devido à pressão provocada, bem como causar desconforto no paciente. As técnicas de escultura para produzir modelos das partes em falta são demasiado complexas e muito dispendiosas a nível de tempo, além de necessitarem de uma capacidade artística excecional (Leal 2011).

Tendo em conta os pontos fracos referidos, e com o desenvolvimento da imagem de tomografia computadorizada, de ressonância magnética e de engenharia inversa com representação tridimensional da anatomia humana, foi possível eliminar as desvantagens do método convencional enumeradas anteriormente. No entanto, este novo método apresenta a desvantagem do paciente ser exposto a radiações e a algum *stress*.

O método digital também apresenta a grande vantagem da não necessidade de recorrer ao trabalho de escultores. O processo de desenvolvimento da prótese extraoral, desde o início até à conceção do molde e vazamento da prótese, deve ser digital.

Assim, este método tem como principal objetivo a utilização de ferramentas de fabrico aditivo a partir de um levantamento da forma em CAD 3D, permitindo maior rapidez, menor margem de erro e menor *stress* para o paciente.

Recentemente, foram desenvolvidos métodos para desenhar e produzir diretamente por CAD/AM (Desenho Assistido por Computador/Fabrico Aditivo) moldes do negativo para fabricar próteses nasais e auriculares. Contudo, relativamente a métodos de produção de moldes negativos para um defeito orbital não tem sido desenvolvida pesquisa relevante. Para este tipo de próteses é necessário determinar a posição ótima da íris e, com precisão, transformar a posição simulada no computador na posição real na prótese definitiva (Yunpen et al. 2013).

Os sistemas CAD/AM caracterizam-se por desenvolver um modelo sólido e transferido eletronicamente desde a base de dados de um CAD (desenho assistido por computador) para uma máquina de fabrico aditivo, ou diretamente desde um sistema de fabrico assistido por computador (CAM) como a maquinagem CNC (Leal 2011).

Os principais passos e sequência a seguir para a concretização de uma prótese pelo método digital, de acordo com a pesquisa efetuada, seguem o fluxograma representada na Figura 39.

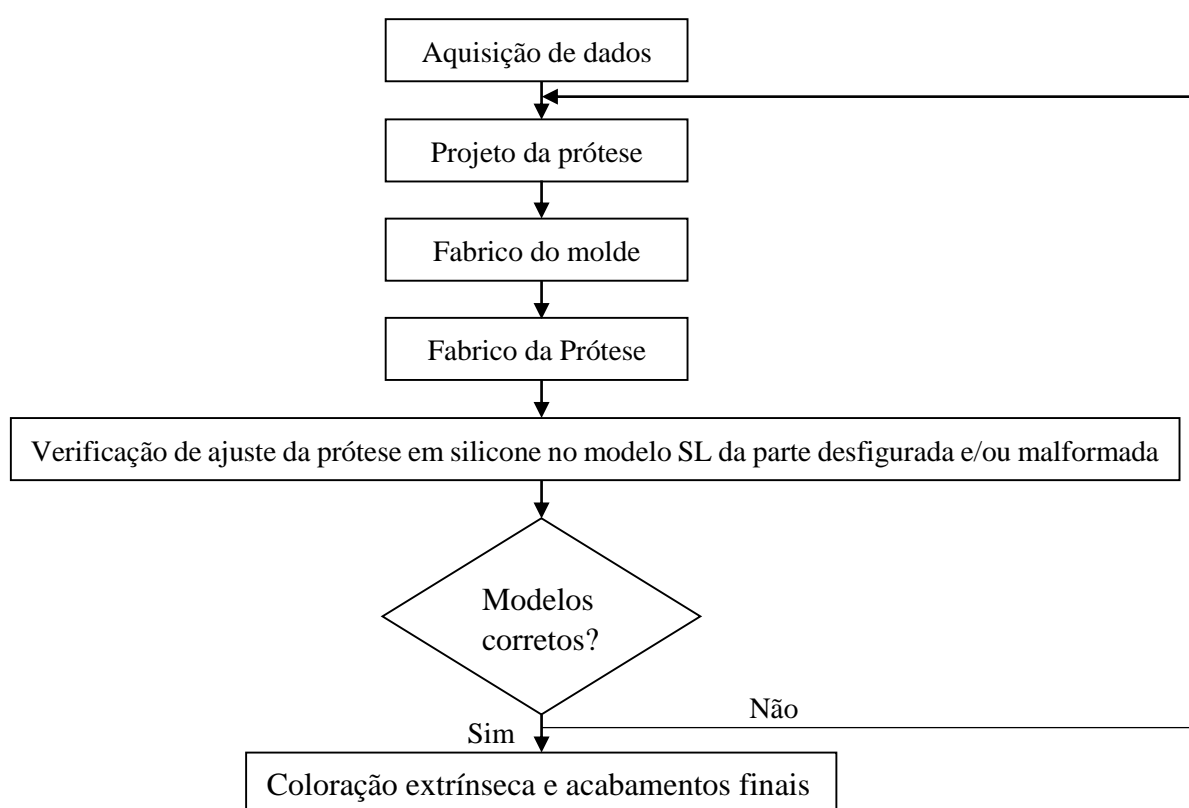


Figura 39 – Fluxograma da conceção de uma prótese pelo método digital

5.4. Acabamentos

Para tornar a prótese mais próxima da imagem da pessoa, é necessário que se verifique a compatibilidade de cores da prótese relativamente ao tecido natural, sendo este um dos aspetos mais importantes para conseguir uma prótese bem-sucedida. Assim sendo, para além de se obter uma prótese pigmentada com a cor base, é necessário caracterizar a prótese, isto é, colorir extrinsecamente como já foi referido na secção “Coloração extrínseca”.

Por vezes é necessário a aplicação de pelos. Estes são colados numa fina camada de silicone adesivo que posteriormente são colados ao silicone da prótese. Na Figura 40 encontram-se exemplos de sobrancelhas postiças. Todo o tipo de pelos faciais postiços são produtos bastante comuns em lojas de cosméticos.



Figura 40 - Diferentes sobrancelhas postiças (Global Sources 2014)

O trabalho pormenorizado executado nestas áreas permite que a prótese tenha uma aparência mais próxima do natural.

Para completar uma prótese da zona orbital, é necessário recorrer habitualmente a próteses oculares definitivas, uma vez que estas são realistas. A maioria das próteses encontram-se disponíveis em *stock* ou são feitas por encomenda. As próteses em *stock* são uma vantagem quando o tempo de conceção é restrito, no entanto, estão limitadas a alguns tamanhos e algumas cores da íris. Existem em vidro e em PMMA, sendo o PMMA mais durável do que o vidro. Na Figura 41 encontra-se o processo de coloração de uma prótese ocular em PMMA.

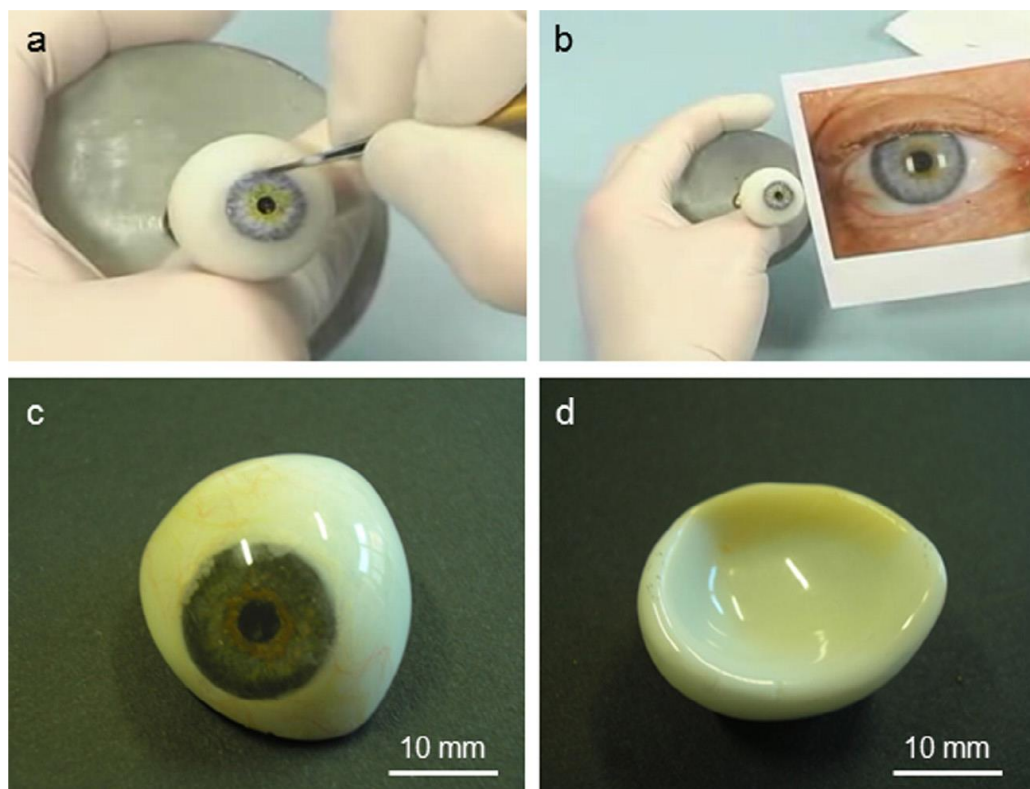


Figura 41 - Prótese ocular em PMMA: (a) Pintura à mão da íris para se parecer com o olho saudável (b); (c) aparência frontal; (d) superfície convexa posterior (Baino et al. 2014)

5.5. Sistemas de Retenção

As próteses extraorais apresentam um problema básico de retenção e estabilidade. Podem ser aplicado vários métodos de retenção das próteses faciais de acordo com o tamanho e morfologia do defeito. O método de retenção definitivo deve ser decidido antes do início do projeto da prótese, pois tem influência na escolha das técnicas de construção. O método de retenção deve ser estudado tendo em vista a aptidão física do paciente, que terá que colocar e retirar a prótese todos os dias.

Os métodos de retenção ao dispor dos anaplastologistas são numerosos, variados e engenhosos. No entanto, se o paciente em questão tiver uma idade avançada e problemas evidentes de mobilidade ou aptidão física, uma prótese cujo método de retenção seja a adesão direta pode ter resultados negativos. O paciente pode acabar por ficar frustrado com a sua própria incapacidade para dominar a técnica, o que por sua vez resulta na deterioração precoce da prótese, retenção defeituosa ou mesmo ambos os problemas. Assim, corre-se o risco de o paciente se sentir desiludido com a prótese num curto espaço de tempo. É muito mais proveitoso para o paciente, a utilização de um método de retenção que possa ser manipulado com facilidade – por exemplo, retenção por óculos. Apesar de não ser um método perfeito e ter desvantagens inerentes relacionados com movimentos indesejados dos óculos, que provocam o desalinhamento entre as margens da prótese e o local onde esta deveria estar localizada. Mesmo assim, este é muitas vezes o único sistema de retenção com o qual um paciente consegue lidar, diariamente (Thomas 2006).

Assim, os sistemas de retenção deverão promover a retenção adequada da prótese, acompanhar o movimento dos tecidos adjacentes sem que ocorra o desalinhamento da prótese, devem ser o mais confortáveis possíveis e permitir a remoção da prótese de forma a possibilitar

a higiene do local ou trocar a prótese caso haja necessidade. Os métodos de retenção mais comuns são:

- Fixação direta com adesivos;
- Fixação direta com adesivos combinados com magnetos;
- Implantes ósseo-integrados;
- Fixação com óculos; e
- Fixação por encaixe anatómico.

5.5.1. Armações de óculos

A utilização de armação de óculos como sistema de retenção para suportar próteses nasais (Figura 42) e orbitais (Figura 43) é considerado um método convencional.



Figura 42 - Utilização de armação de óculos como sistema de retenção de prótese nasal

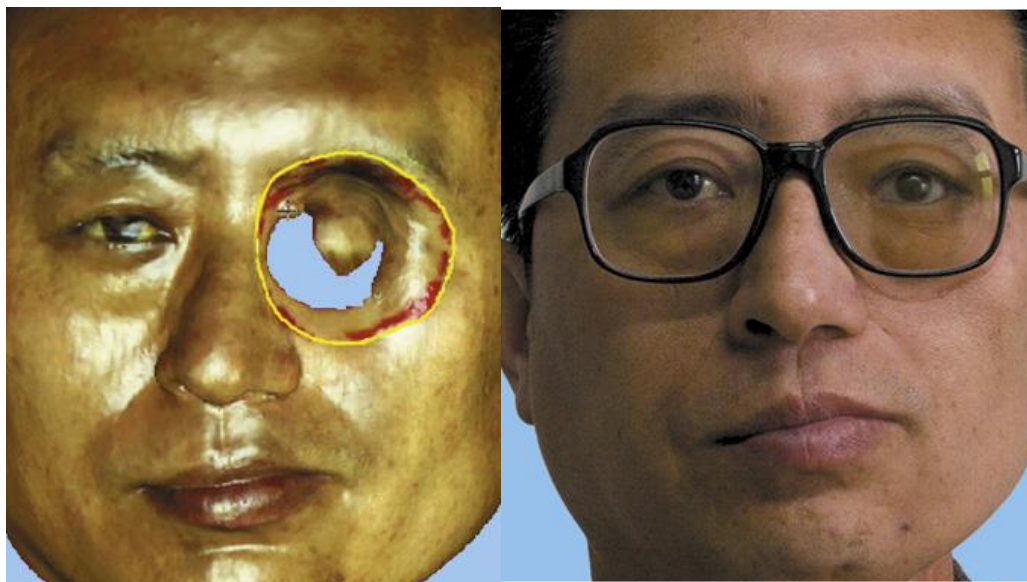


Figura 43 - Utilização de armação de óculos em prótese orbital (Yunpen et al. 2013)

Este método, proporciona muitas vezes o posicionamento incorreto das próteses faciais, gerando desconforto e insegurança ao paciente.

A utilização das armações de óculos é indicado para pacientes que se encontrem em tratamentos de radioterapia, tratamento este que impossibilita o uso de dispositivos metálicos. Outra vantagem deste método é a de não ser invasivo como são os implantes ósseo-integrados (Graphica Medica Prosthetics 2014) (Seignemartin 2007).

5.5.2. Adesivos

Os produtos médicos que envolvem a adesão à pele ou colas que se ligam à pele são conhecidos como adesivos sensíveis à pressão (PSA). São definidos como materiais viscoelásticos, que no seu estado “seco” a temperatura ambiente adere fortemente a uma ampla variedade de substratos por aplicação de uma ligeira pressão por um curto período de tempo, sem ativação pela água, calor ou solvente. Na Figura 44 é possível observar a aplicação de um adesivo numa prótese auricular (Sánchez-García et al. 2010).



Figura 44 - Aplicação de um adesivo numa prótese auricular (Medical Art Resources Inc. 2014)

Os PSA para aplicações de contacto com a pele são, nos dias de hoje, essencialmente constituídos por polímeros acrílicos, tal como o polidimetilsiloxano, são os menos irritantes para a pele (Sánchez-García et al. 2010).

A grande vantagem deste método é a forte adesão à pele e, tal como o método anterior, dispensa intervenção cirúrgica.

As desvantagens deste método relacionam-se com a utilização quando há índices elevados de humidade atmosférica, quando o paciente possui pele oleosa ou produz bastante suor. Estes inconvenientes podem causar a queda da prótese.

Adotando este método de retenção é necessário remover a prótese todas as noites para efetuar a limpeza dos locais de aplicação do adesivo. Outra desvantagem, são as irritações causadas ao longo do tempo devido ao contacto do adesivo com a pele e devido às sucessivas colagens e descolagens (Sunnybrook Health Sciences Centre 2014; Elachhab 2014).

5.5.3. Implantes ósseo-integrados

Uma outra alternativa de retenção é o uso de implantes ósseo-integrados (Figura 45). É considerada a melhor opção, pois proporciona um correto posicionamento da prótese, retenção segura, eliminação de problemas associados ao uso de adesivos e garante uma maior durabilidade da prótese quando comparada com outros métodos.

O grande inconveniente deste processo é a necessidade de realização de uma pequena cirurgia para implantação de pequenos implantes de titânio no osso, e requer pelo menos três meses para que este se volte a desenvolver ao redor dos implantes, para mantê-los firmes no local.



Figura 45 – Implante ósseo-integrado para prótese de orelha (Sunnybrook Health Sciences Centre 2014)

Com esta forma de retenção, a prótese também necessita de ser removida durante a noite e limpa diariamente, juntamente com a pele subjacente.

Nem todos os indivíduos que necessitam de próteses extraorais são candidatos para a ósseo-integração e, portanto, outras opções de tratamento devem ser discutidas. O facto de alguns pacientes não serem candidatos ao processo de ósseo-integração tem a ver com certas limitações tais como a espessura dos tecidos que vão receber o implante, mobilidade da pele ou falta de aderência da pele ao biomaterial conector (Seignemartin 2007) (Sunnybrook Health Sciences 2014).

Uma vez colocados os implantes é feita uma impressão direta, ou uma digitalização 3D para definir a sua posição em CAD e assim dimensionar o suporte de acordo com a posição dos implantes. O suporte utilizado é habitualmente um magneto que se liga ao implante. Na Figura 46 encontra-se um exemplo de um magneto que possui um *design split-pole* (encaixe rápido) com vedação hermética resistente à corrosão (Factor II Inc. 2014).



Figura 46 – Magneto (Factor II Inc. 2014)

6. Parte Experimental

Neste capítulo é abordado, de forma detelhada, o trabalho realizado nos dois casos de estudo. Para além disso, é também abordado um ensaio pré-clínico do fabrico de próteses em silicone e foi relatado um caso de estudo, realizado no âmbito de um outro trabalho no INEGI. Finalmente, foram estimados os custos e tempos de entrega para a metodologia proposta.

6.1. Ensaio Pré-clínico do fabrico de próteses em silicone de tecidos moles

Na sequência de um caso de estudo real existente no INEGI, foi acompanhado o fabrico de uma prótese em silicone, com o intuito de adquirir experiência e entender as variáveis ligadas ao processo de fabrico de uma prótese em silicone.

Nos próximos sub-capítulos será apresentado o caso de estudo que surgiu para ensaio pré-clínico e serão mostradas as etapas seguidas no fabrico de uma prótese dos tecidos moles. No final, serão discutidas as várias dificuldades que surgiram ao longo do processo e apresentar-se-ão sugestões para contorná-las.

6.1.1. Descrição do caso de estudo

O caso de estudo referente ao ensaio pré-clínico de próteses em silicone, diz respeito a uma paciente adulta que apresenta um defeito no pé devido à remoção do primeiro pododáctilo (Figura 47). Este defeito teve como consequências a falta de autoestima da paciente e a ocorrência de um certo desequilíbrio na sua marcha.



Figura 47 – Pés da paciente

A reconstrução cirúrgica é algo que não se encontra no horizonte da medicina, atualmente; uma prótese do dedo do pé em silicone foi, por isso, a solução ideal.

Foi efetuado o levantamento de forma dos pés da paciente, através da impressão dos pés e posterior criação de modelos em gesso. Foi efetuada uma digitalização 3D dos modelos dos dois pés e, a partir dos ficheiros STL resultantes do levantamento de forma, fez-se a biomodelação em *3-matic* para criação de uma prótese e do macho. Fabricou-se a prótese e o macho em SL.

Apesar da prótese ter sido entregue à paciente, um pequeno acidente doméstico provocou um rasgão e foi necessário recorrer-se aos moldes criados anteriormente no INEGI para se fazer uma prótese nova.

6.1.2. Metodologia

Utilizou-se o macho e o molde realizados anteriormente no INEGI (Figura 48).



Figura 48 – Macho colocado no interior do molde para criação da prótese do dedo do pé

Foram experimentadas algumas durezas diferentes (10 Shore A, 20 Shore A e 30 Shore A), por apalpação, e concluiu-se que o silicone que mais se assemelhava ao tecido mole em questão é o Dragon Skin 30 (30 Shore A). As características dos silicones utilizados encontram-se no ANEXO A: Ficha técnica dos silicones Dragon Skin® da Smooth-On.

Pesou-se a quantidade adequada de silicone Dragon Skin® da Smooth-on e misturou-se a mesma quantidade de catalisador correspondente à dureza Shore A 30. Por fim pigmentou-se para obter a coloração certa (Figura 49).



Figura 49 – Adição de pigmentos

Depois de misturar os materiais, estes são colocados dentro de uma câmara de vácuo (Figura 50) para que se eliminem todas as bolhas que, mais tarde, resultariam em defeitos na prótese.

O material é então vazado para o interior da cavidade, como se pode observar pela Figura 51, com o intuito de se preencher a zona do dedo. O procedimento foi repetido, usando desta vez uma dureza de 20 Shore A – a mais adequada para esta zona, para completar a zona da meia.



Figura 50 – Colocação da mistura na câmara de vácuo



Figura 51 – Vazamento do silicone para o interior da cavidade

Efetuada o vazamento do material, colocou-se o macho no interior da cavidade. Este processo foi efetuado lentamente, para dar tempo para o ar sair e não se formarem bolhas. Após esta etapa, é necessário deixar o silicone curar ao ar, durante é o indicado pelo fornecedor para o tipo de silicone em questão; neste caso, foram necessárias 4 horas.

Na Figura 52 é possível observar uma prótese completa. Esta versão tem diferentes cores, que correspondem aos diferentes silicones vazados. Foram usados diferentes silicones, uma vez que os modelos vazados apenas com Shore A 20 revelaram-se bastante rígidos para se moldarem ao formato do pé. Assim, adicionando silicone de dureza Shore A 10 para formar a zona que abraça o pé (meia), garante-se uma maior elasticidade e suavidade na meia, ao mesmo tempo que se consegue uma elevada rigidez no dedo. Desta forma, garante-se um maior conforto e maior adaptação.

Fizeram-se vários vazamentos, uma vez que os modelos iniciais apresentaram falhas de enchimento na zona da planta do pé (meia) (Figura 53), o que se deveu à falta de guiamento e à falta de centragem do molde. Esse problema foi corrigido com a lixagem do macho, de modo a criar espessura que garanta o enchimento completo.



Figura 52 – Prótese de silicone final



Figura 53 – Prótese com falha de enchimento na zona da planta do pé

6.1.3. *Discussão e conclusões do ensaio pré-clínico*

A utilização de dois silicones de diferentes durezas confere às próteses duas zonas com diferentes características.

O molde realizado com um guiamento em silicone não é o mais apropriado, uma vez que este é flexível, o que resulta em mau guiamento e má centragem. Isto leva a uma má distribuição do silicone, o que, por sua vez, resulta em falhas de enchimento.

Apesar de uma prótese de silicone necessitar de bordos extremamente finos para se misturar de forma visualmente harmoniosa com os tecidos moles ao seu redor, é necessário verificar a viabilidade da sua conceção, uma vez que se verifica problemas de enchimento das próteses nesses locais.

6.2. Caso de estudo I: Prótese auricular parcial

6.2.1. Descrição do caso de estudo

O primeiro caso de estudo diz respeito a uma paciente de 15 anos que apresenta um defeito congénito na orelha direita, o que originou o subdesenvolvimento da mesma, tal como se pode observar na Figura 54. Esta deformidade auricular originou o bloqueio do canal auditivo, o que reduz quase na totalidade a capacidade auditiva da paciente, para além do carácter inestético evidente que gera outros problemas de foro psicológico, como a falta de autoestima. A reconstrução de uma orelha por cirurgia estética é um procedimento complexo, sem garantias de sucesso e que exige geralmente um elevado número de intervenções. Desta forma, uma prótese auricular em silicone é uma solução a ter em consideração.



Figura 54 – Fotografias de diferentes ângulos da orelha com deformidade.

6.2.2. Metodologia

Neste caso de estudo, foi seguida uma metodologia com algumas diferenças em relação àquela que se propõe, já que a ocorrência de alguns problemas, relacionados com a falta de experiência (da autora e dos técnicos) e a agenda apertada dos equipamentos à disposição, implicou algumas mudanças. O fluxograma da Figura 55 ilustra esta metodologia; as tarefas efetuadas não incluídas na metodologia desenvolvida estão assinaladas a cor de tijolo.

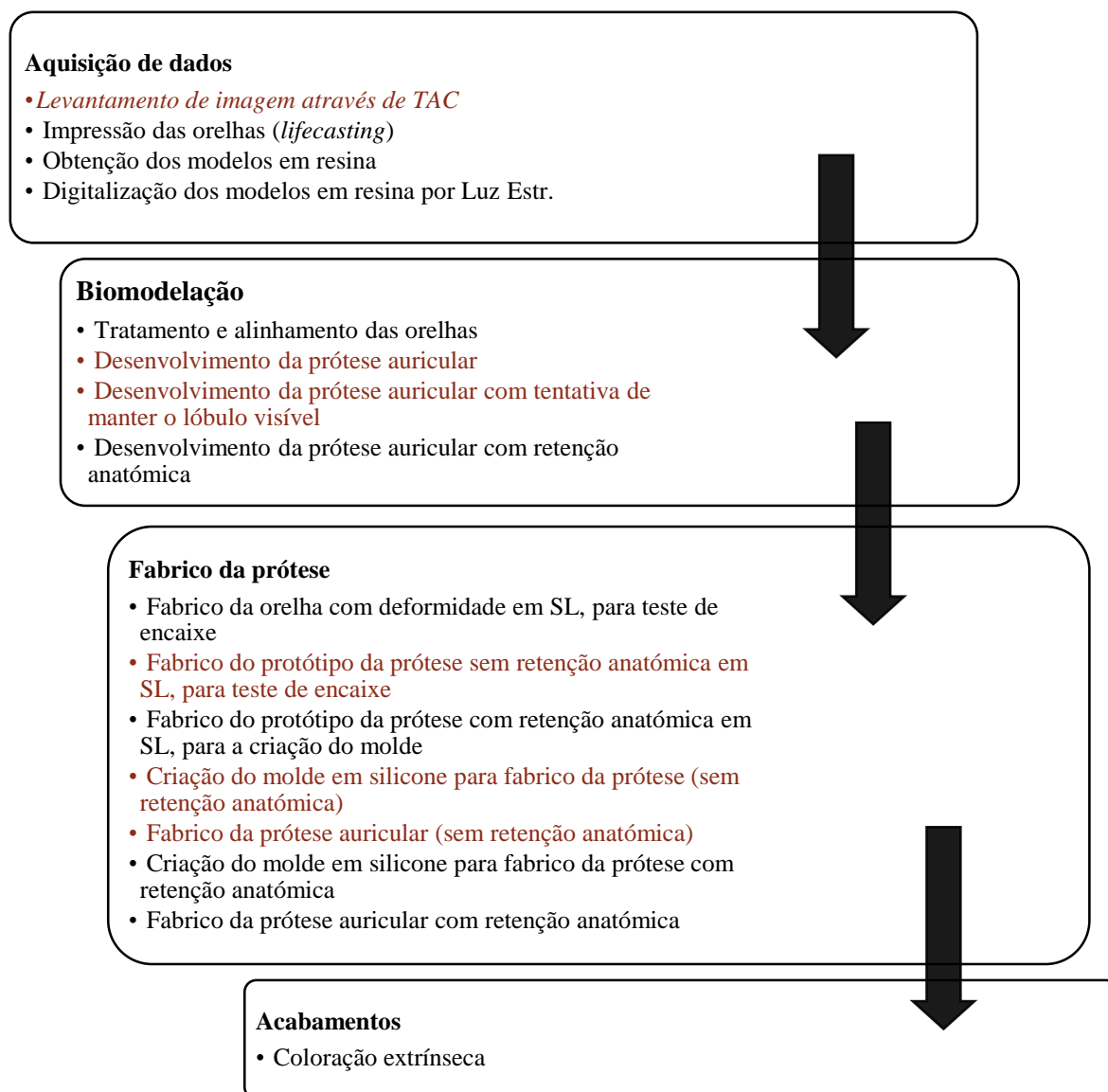


Figura 55 - Fluxograma representativo da metodologia desenvolvida (tarefas não-planeadas a cor de tijolo)

6.2.3. Aquisição de dados

6.2.3.1. Através de imagens TAC

Os dados obtidos através de uma TAC, pelo equipamento da Siemens/Sensation Cardiac 64 (Figura 56) foram importados para o *Mimics* (*Materialise NV*, Technologielaan 15, 3001 Leuven Bélgica).



Figura 56 - Equipamento TAC utilizado da SIEMENS (Sensation Cardiac 64).

As informações técnicas da TAC, ou seja, dos ficheiros DICOM importados para o *Mimics* encontram-se na Tabela 6.

Tabela 6 - Informações técnicas sobre as imagens da TAC.

Descrição	Valor	Unidade
Largura	512	px
Altura	512	px
Tamanho do pixel	0,308594	mm
Número de fatias	50	-
Tamanho da fatia	3,0	mm
Distância entre fatias	3,0	mm

Foi aplicado um *threshold* – isolamento de estruturas anatómicas segunda a sua densidade – para selecionar apenas os tecidos moldes da TAC, que contém inclusive a pele do paciente, de forma a criar o que se chama de máscara. Inicialmente selecionou-se valores de *threshold* predefinidos pelo *software*: *Skin Tissue (CT, child)*, cujo valor mínimo é -766 e o valor máximo é -202 (Figura 57).

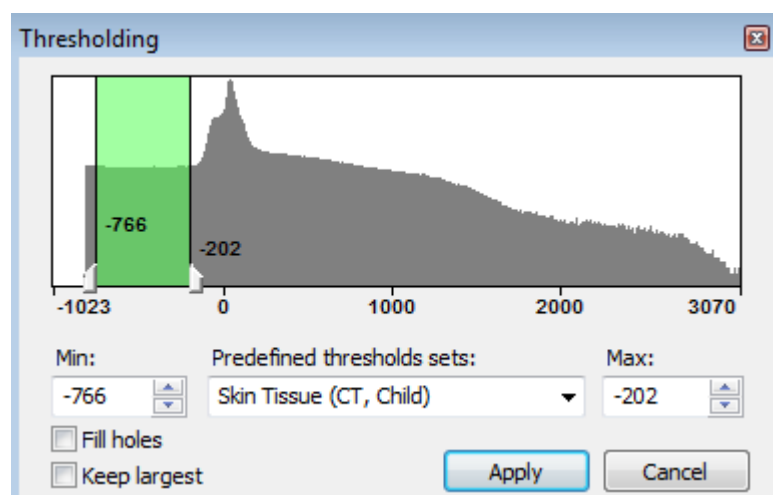


Figura 57 - Gráfico da threshold selecionada para seleção dos tecidos moles

Na Figura 58 é possível visualizar a interface do *software* aquando da criação da máscara referente a um *threshold* de *Skin Tissue*. Pode observar-se os diferentes planos de visualização da TAC, nos quais a zona a verde corresponde aos valores de *threshold* selecionados. Verifica-se que a máscara resultante, referente à pele da superfície da face da paciente, é insuficiente, pois existem falhas. Deste modo, a *threshold* selecionada não é a melhor opção, o que significa que os *thresholds* predefinidos pelo programa não são o melhor método de obtenção de uma boa máscara.

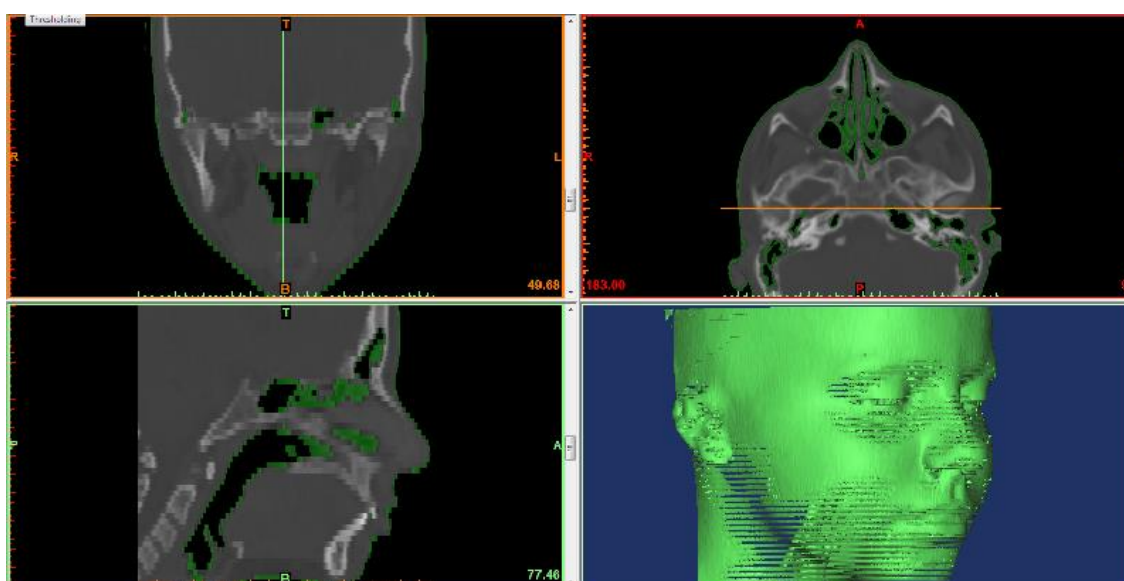


Figura 58 - Imagem da interface do Mimics aquando à criação da primeira máscara

Como não foi possível obter uma imagem 3D completa com os dados de *threshold* correspondentes aos tecidos da pele de uma criança (*CT, Child*), foi necessário criar outra máscara que contemplasse todos os tecidos, garantido que a totalidade da pele seria selecionada. Assim, numa segunda criação de máscara, selecionou-se manualmente o valor mínimo de -835 e o máximo valor de 3070 (Figura 59), que corresponde à totalidade dos tecidos da paciente, de forma a garantir a obtenção da superfície da face completa.

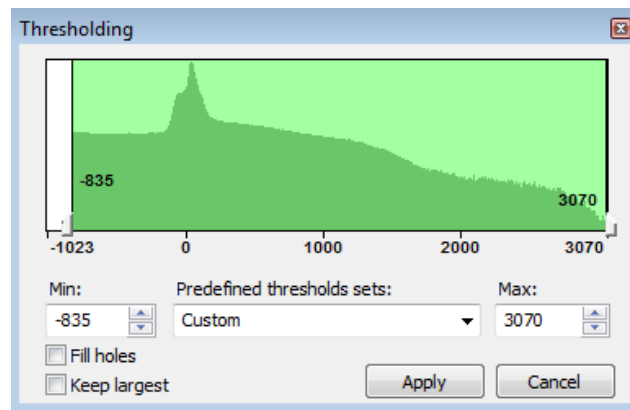


Figura 59 – Gráfico do threshold referente ao TAC da paciente e respetiva escala selecionada.

Com o novo *threshold* selecionado, obteve-se uma imagem 3D completa da face da paciente (Figura 60).

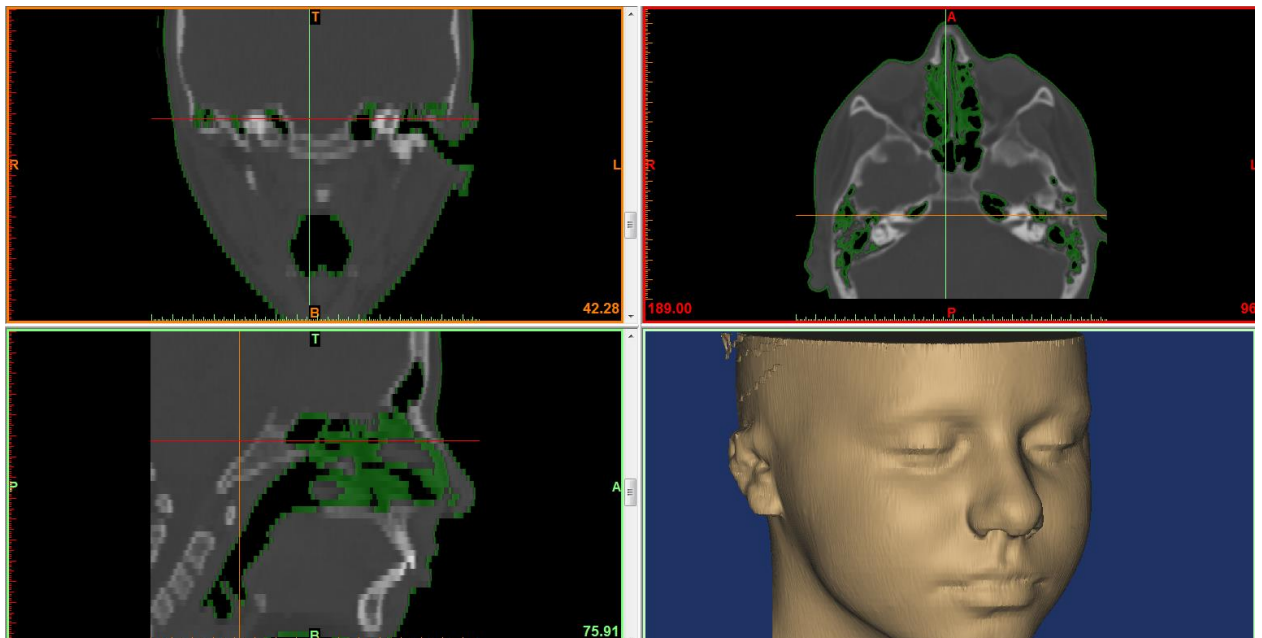


Figura 60 - Imagem da interface do Mimics aquando à criação da segunda máscara

É possível verificar, nas imagens da Figura 61, a falta de qualidade dos dados adquiridos através desta digitalização. Isto justifica-se pela elevada distância entre fatias que eram de 3 mm.

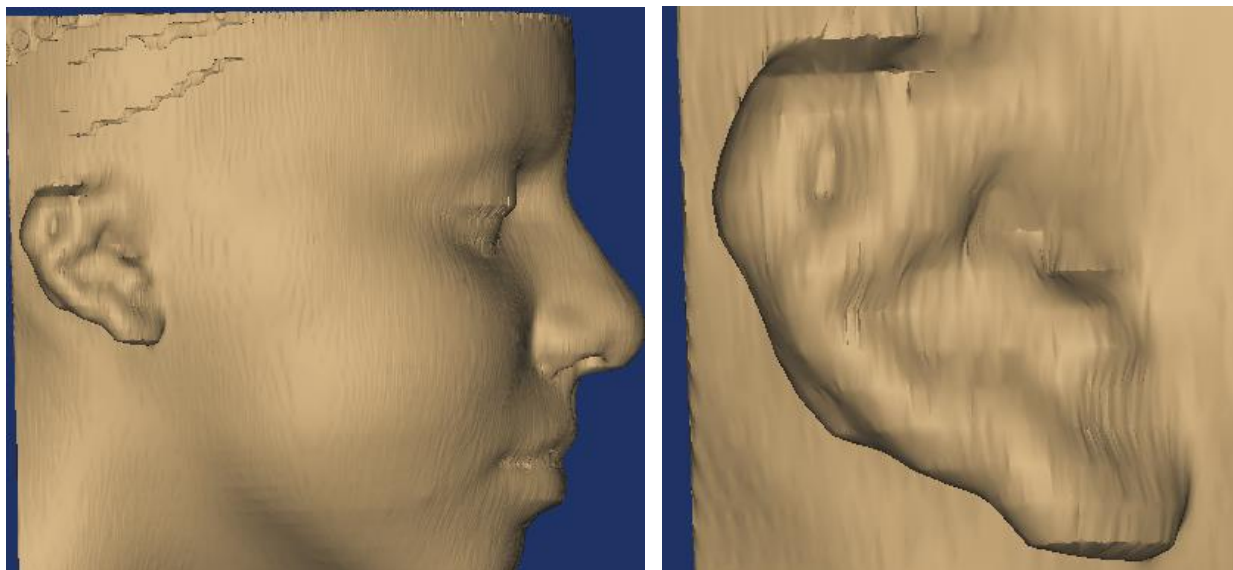


Figura 61 - (a) Imagem 3D obtida através dos ficheiros DICOM, lado direito ; (b) Zoom da orelha com deformidade

Para além da fraca qualidade dos dados, verifica-se na Figura 62 que os limites da digitalização impediram que a orelha sã fosse captada completamente.

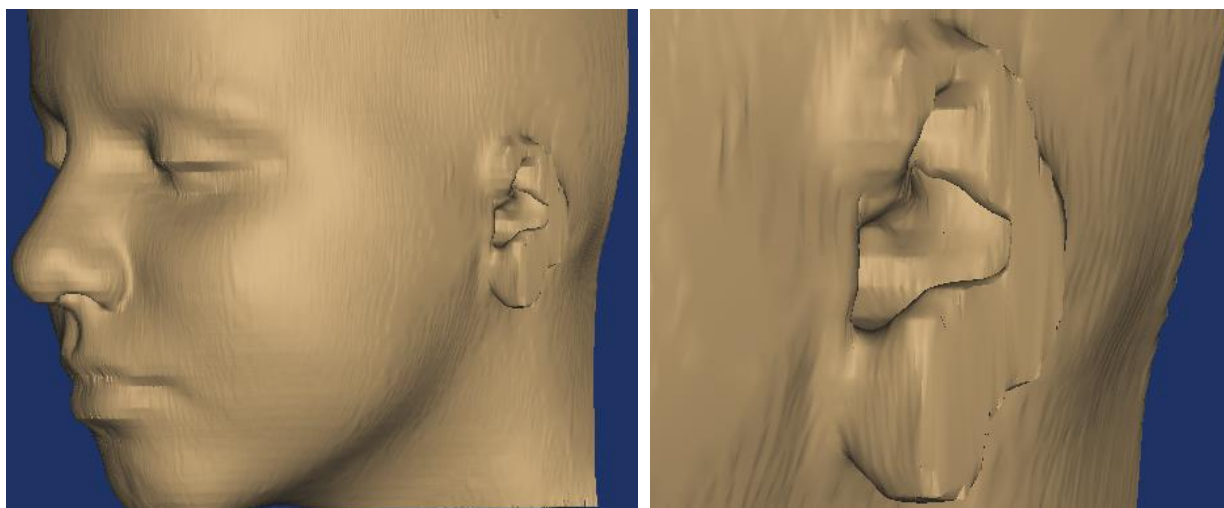


Figura 62 - (a) Imagem 3D obtida através dos ficheiros DICOM, lado esquerdo; (b) Zoom da orelha com deformidade

Os problemas supracitados levaram à decisão de realizar outro tipo de aquisição de dados.

6.2.3.2. *Através de luz estruturada*

Numa primeira fase, foi efetuada uma digitalização 3D da orelha diretamente da face de um voluntário com um sistema de luz estruturada (ATOS III Triple Scan, GOM mbH, Braunschweig). No entanto, verificou-se que, devido à complexidade da forma da orelha, os resultados não foram satisfatórios. Para os conseguir melhorar, seria necessário despende uma grande quantidade de tempo, em sucessivas digitalizações (*shots*) dos mais diversos ângulos. Isto seria exaustivo para o paciente e, para contornar esse problema, recorreu-se a um processo alternativo.

Foi, assim, tomada a decisão de digitalizar as orelhas da paciente indiretamente: seria realizado o levantamento de forma através de impressão direta, para se obter o modelo das orelhas em resina e, finalmente esse modelo seria digitalizado utilizando o equipamento disponível.

6.2.4. *Impressão das orelhas*

A impressão das orelhas foi realizada com alginato da KROMOPAN® (LASCOD, Itália), pois sendo este um hidrocolóide irreversível apresenta um tempo de endurecimento bastante curto, o que o torna mais cómodo para o paciente; para além disso, é relativamente barato e fácil de utilizar.

Este alginato tem a vantagem de incluir indicação cromática para controlar as diferentes fases de trabalho. Quando se mistura a água no pó de alginato, a mistura apresenta cor lilás; assim que adquire tons cor-de-rosa, é altura de vazar a mistura para a zona a imprimir. A cor branca, por sua vez, indica que o alginato iniciou o período de cura.

a) *Preparação da paciente*

Preparou-se a paciente para o processo de *lifecasting*, colocando-lhe uma touca de natação para proteger o cabelo do contacto com o alginato. Foi também colocado um tampão no Meato Auditivo Externo, para que o alginato não preenchesse essa cavidade. Colocou-se um recipiente aberto nas duas extremidades, uma vez que o alginato é bastante fluido; deste modo, garante-se que a orelha é completamente coberta pela mistura fluida.

b) Preparação e vazamento do alginato

Apesar das indicações do fabricante recomendarem uma mistura de 9 g de pó para 20 ml de água, aumentaram-se a proporção de água para prolongar o tempo de trabalho. Assim, misturou-se 90 g do pó de alginato com 400 ml de água de forma bastante enérgica, para que não se formasse granulação. Quando a cor rosa surgiu na mistura, verteu-se para o interior de um recipiente, que se encontrava a contornar a orelha, garantindo que a mistura se concentraria na zona pretendida (Figura 63).



Figura 63 - Vazamento do alginato

c) Cura do alginato

Assim que surgiu a cor branca na mistura, iniciou-se a contagem de tempo de cura de 3 minutos (Figura 64), período que corresponde ao tempo de cura do alginato utilizado.



Figura 64 – Lifecasting: cura do alginato

d) Extração do alginato curado

Após o tempo de cura terminar, retirou-se o recipiente com o alginato já solidificado. A extração foi efetuada com bastante cuidado para que o alginato não se deformasse ou partisse (Figura 65). Verificou-se que este processo é um pouco incómodo para a paciente, pois a remoção mostrou-se difícil e, apesar do cuidado, alguns cabelos ficaram entre o alginato solidificado. Para tentar evitar este problema no *lifecasting* à orelha boa, aproximou-se mais a touca da orelha e colocou-se ainda celofane.



Figura 65 – Molde resultante da impressão em alginato

e) Obtenção dos modelos das orelhas em resina

A partir das impressões efetuadas através da impressão em alginato foi feito o vazamento de resina pigmentada para obtenção dos modelos físicos das orelhas.

Foi usada uma resina de poliuretano de vazamento rápido da HB Química com a designação “R 19”. A resina é composta por dois reagentes (parte A: Polyol e parte B: Isocianato). Cada uma das partes encontrava-se à temperatura ambiente.

As principais características da resina utilizada são:

- Baixa contração;
- Proporção em peso dos reagentes (1:1);
- *Pot life* a 25°: 6 – 7 min;
- Cor: bege;

Pesou-se, num recipiente de plástico, 23 g da parte A e, num outro recipiente, 23 g da parte B.

De seguida, adicionou-se aproximadamente 10g de pó de óxido de titânio à parte A (Figura 66), o que confere ao modelo a sua opacidade necessária às digitalizações a efetuar. Realizou-se, então, a mistura das duas partes (A e B).



Figura 66 – Resina com óxido de Titânio

Finalmente, realizou-se o vazamento da resina para as duas cavidades correspondentes a cada uma das orelhas. Um desses vazamentos está ilustrado na Figura 67.



Figura 67 – Vazamento da resina para o interior da impressão

A resina repousou, então, durante duas horas (tempo de cura) à temperatura ambiente. Após este tempo de espera, os modelos foram retirados dos moldes de alginato.

Os modelos obtidos após o vazamento, visíveis na Figura 68, reproduziram perfeitamente os pormenores da anatomia auricular. Mesmo assim, apresentaram algumas

bolhas, originadas aquando do vazamento do alginato sobre as orelhas da paciente. A existência de pequenas bolhas de ar “presas” junto à superfície da pele resultou em moldes de alginato com pequenos orifícios, correspondentes a essas bolhas. Esses orifícios foram preenchidos pela resina, o que resulta nos defeitos mencionados. Estes defeitos podem ser corrigidos, aquando da digitalização, dependendo da experiência do operador do equipamento de aquisição de dados.

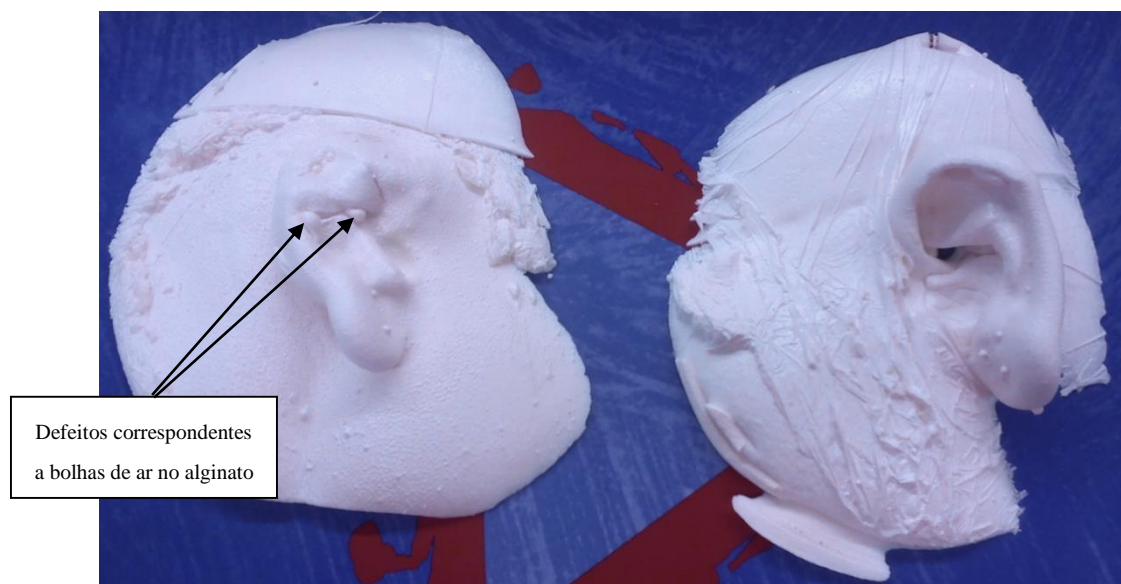


Figura 68 – Modelos das orelhas em resina

6.2.5. Digitalização 3D dos modelos de resina

Procedeu-se, então, à digitalização dos modelos das orelhas, recorrendo ao equipamento disponível, a máquina de digitalização por luz estruturada ATOS III Triple Scan (Figura 69). Este é um equipamento com características muito interessantes para a digitalização do corpo humano, como foi verificado na secção 4 e cuja ficha técnica se encontra no ANEXO B.



Figura 69 - Equipamento de digitalização por luz estruturada: ATOS III Triple Scan

Aplicou-se, então, alguns pontos de referência aos modelos em resina (Figura 70), para possibilitar a manipulação e “montagem” de digitalizações de diferentes pontos e formar o modelo digital a três dimensões, como referido na secção 4.3.



Figura 70 - Pontos de referência nos modelos das orelhas

Após a realização da digitalização, obteve-se o modelo digital 3D, ilustrado na Figura 71. A operadora do equipamento retificou alguns defeitos do modelo em resina, como as bolhas de ar. No entanto, a eliminação dos autocolantes circulares, utilizados como pontos de referência, implicou a criação de pequenas áreas planas nos locais onde estes tinham sido colocados.

A operadora do equipamento efetuou ainda um tratamento aos ficheiros (formato STL), para eliminar alguns problemas como zonas com triângulos sobrepostos e zonas com triângulos em falta.

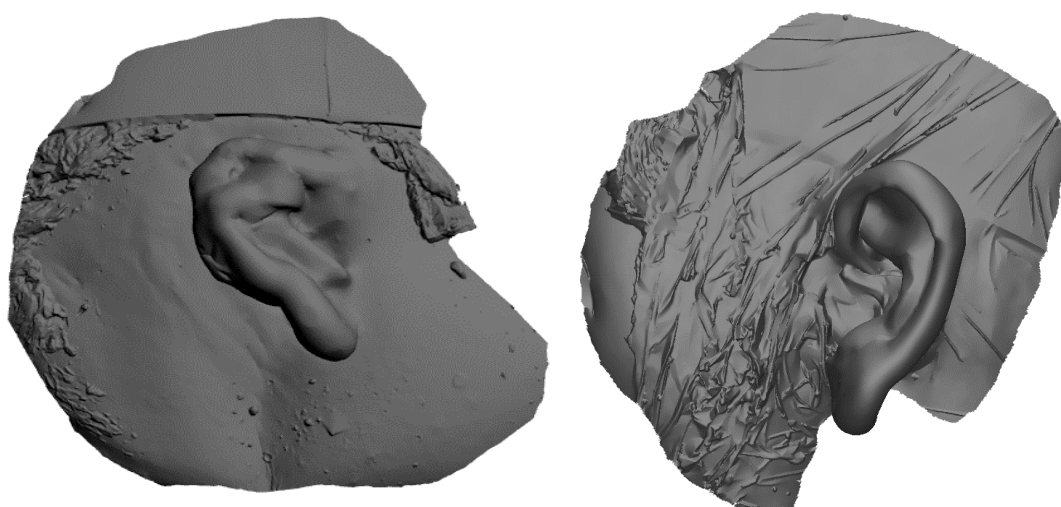


Figura 71 - Modelo digital tridimensional obtido através de digitalização por luz estruturada

Para efeitos de nomenclatura, na Figura 72 são designadas as diferentes vistas referidas ao longo deste capítulo.

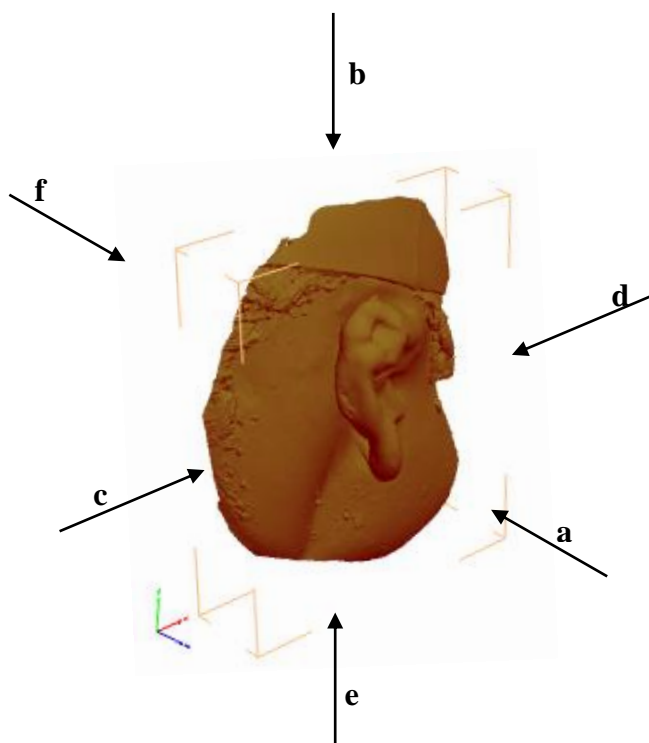


Figura 72 – Denominação das vistas: a) Vista frontal; b) Vista superior; c) Vista lateral esquerda; d) Vista lateral direita; e) Vista inferior ; f) Vista posterior.

6.2.6. Projeto da prótese auricular – Biomodelação das orelhas

A biomodelação começou pela importação dos ficheiros STL tratados, provenientes da digitalização, para o *software* 3-matic. Neste programa, foi efetuado, em primeiro lugar, o corte da zona (redundante) em torno das orelhas, ilustrado na Figura 73.

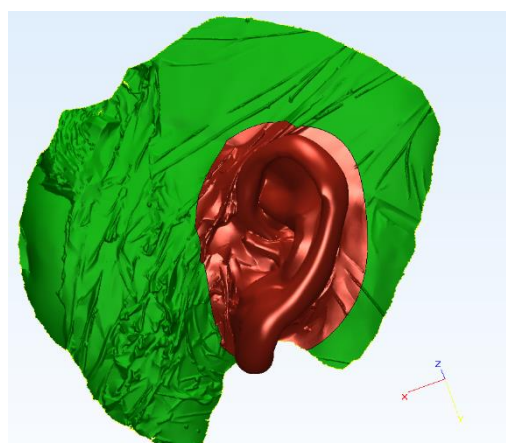


Figura 73 - Zona de dados redundantes, a verde.

Para iniciar a biomodelação da orelha com deformidade, é necessário sobrepor as duas orelhas. Para isso, efetuou-se o *mirror* (espelhagem) da orelha esquerda (sã), cujo resultado está representado na Figura 74.

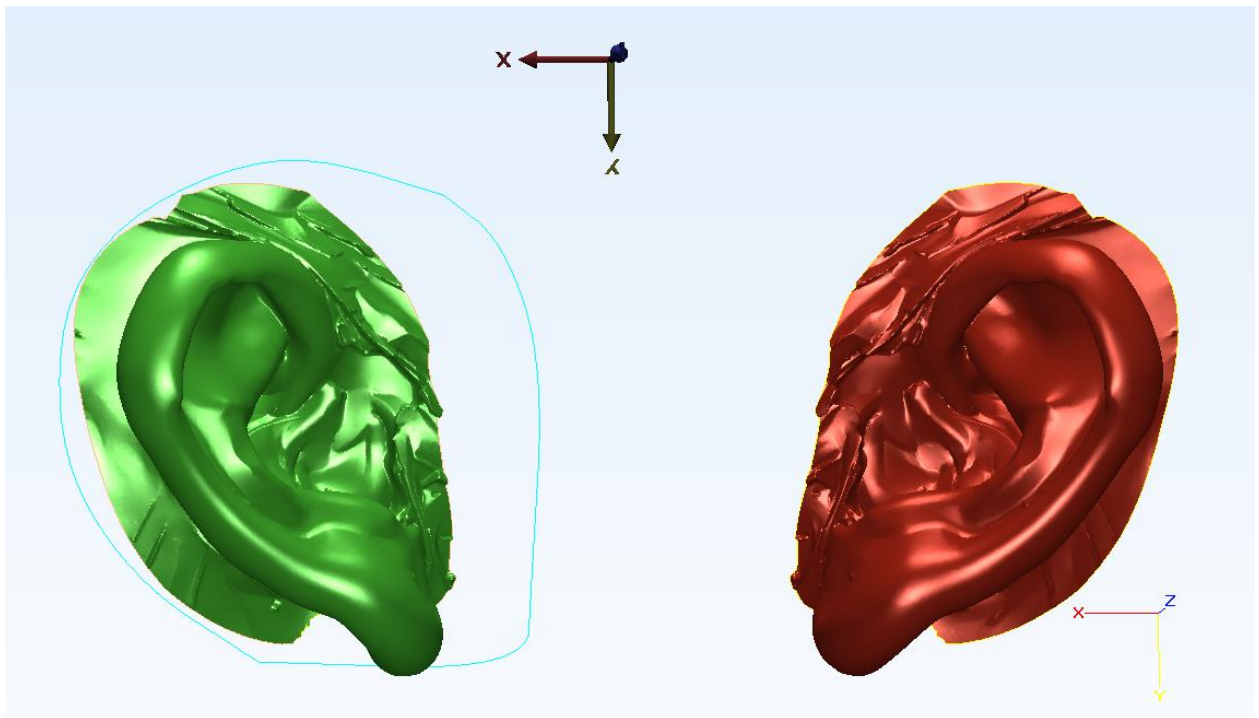


Figura 74 - Orelha esquerda, após o espelhamento (a vermelho).

Como os ficheiros STL importados são apenas dados de superfície (Figura 75), é necessário “fechar” as superfícies (de cada orelha) para criar um ficheiro com volume, um corpo sólido. Com esse objetivo, foi criada uma “base”, na direção interior da orelha, com os resultados ilustrados pela Figura 76a (orelha sã) e pela Figura 76b (orelha com deformidade).

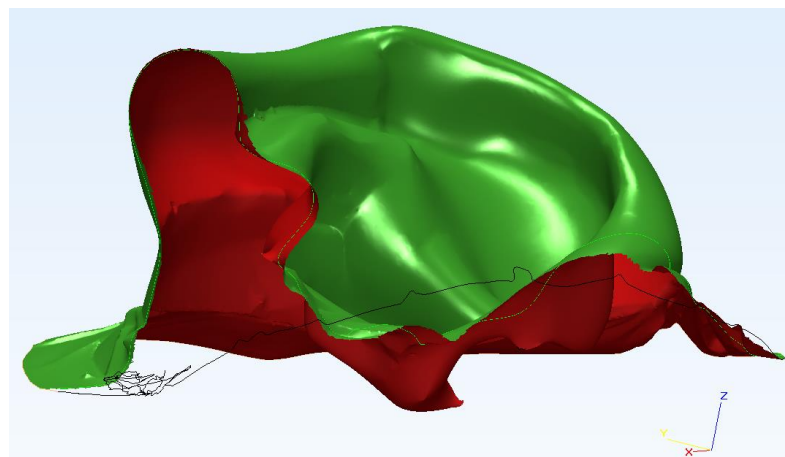


Figura 75 - Vista de corte do modelo da orelha, ainda como superfície.

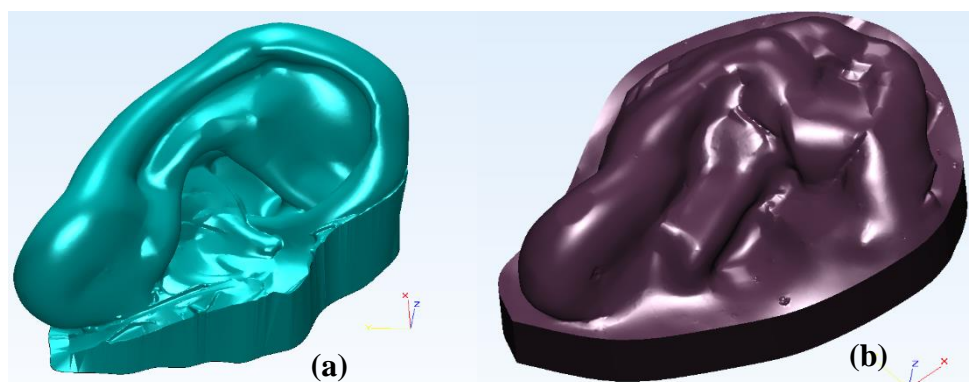


Figura 76 – (a) Orelha sã (com volume); (b) Orelha com deformidade (com volume)

Depois de atribuir volume aos modelos, iniciou-se o processo de alinhamento entre a orelha sã e a orelha com deformidade. Este foi um processo consideravelmente demorado, devido às grandes diferenças entre as duas orelhas. Para além da deformidade na parte superior da orelha (hélix), as orelhas apresentam outras diferenças muito relevantes:

- A orelha sã tem proporções gerais maiores do que a orelha com deformidade (proporção de 1,1:1);
- Definem-se ângulos distintos entre as diferentes orelhas e o crânio. Este ângulo foi comparado usando os lóbulos das orelhas como referência, e chegou-se à conclusão de que existe uma diferença de 35° entre a orientação dos dois lóbulos: 85° na orelha sã e 50° na orelha com deformidade; e
- Os lóbulos apresentam larguras distintas: o lóbulo da orelha sã é mais largo (na direção normal ao crânio).

Dois fatores tornaram a conceção da prótese ainda mais complexa. A deformidade existente na zona da Antihélix (Figura 9, pág.21) da orelha direita é mais saliente do que a zona correspondente da orelha sã, apesar desta última ter maiores dimensões. Para além disso, a proteção plástica colocada em torno da orelha esquerda tornou-se demasiado saliente, na zona anterior da Hélix, o que levantou alguns obstáculos ao longo do processo.

A Figura 77 representa uma comparação direta entre os modelos das duas orelhas.

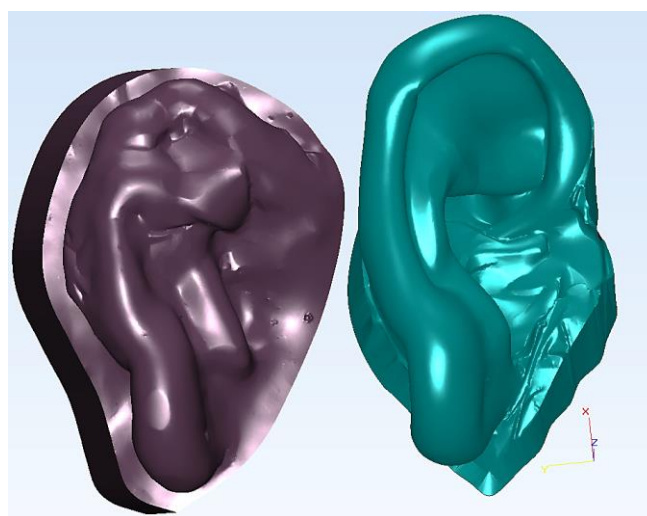


Figura 77 - As orelhas (com deformidade e sã), lado a lado

Na Figura 78 é possível comparar as diferenças entre as duas orelhas quando estas se encontram sobrepostas.

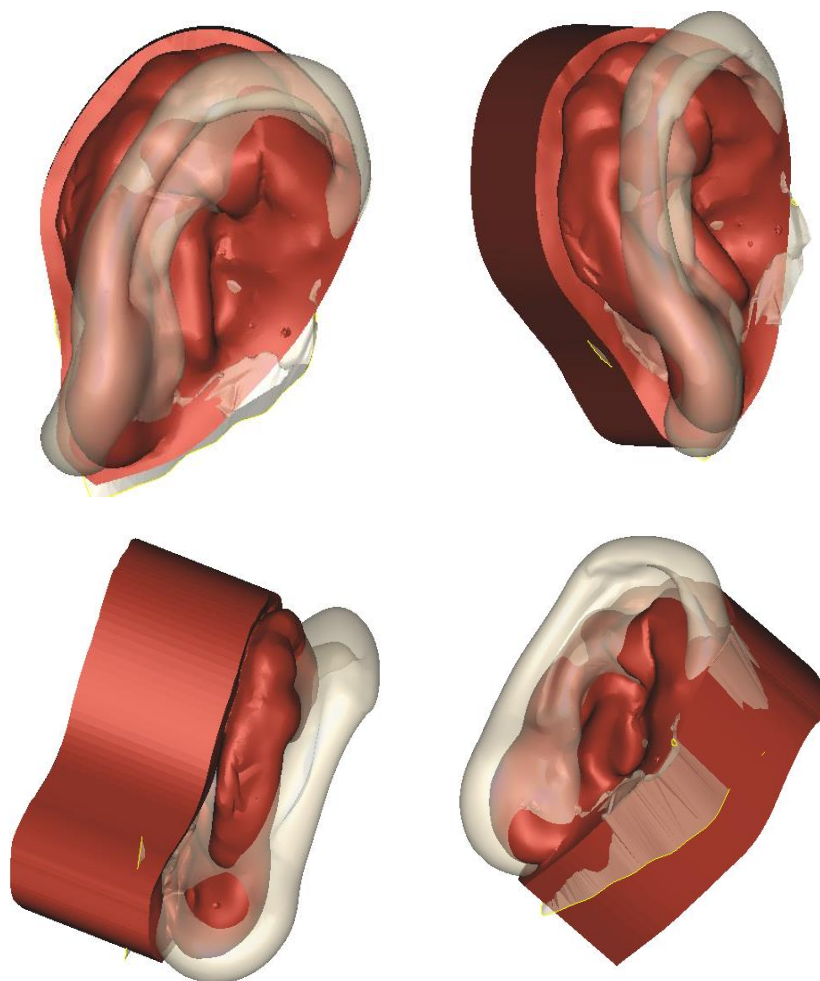


Figura 78 - Sobreposição das duas orelhas, segundo diferentes ângulos

Após serem registadas as diferenças entre as orelhas concluiu-se que a modelação seria um processo complicado. Tomou-se a decisão de tentar ajustar as orelhas de forma a obter uma prótese que mantivesse o lóbulo da paciente visível ou, caso não fosse possível, devido às diferenças muito pronunciadas entre as dimensões dos lóbulos, seria feita uma prótese que encaixasse por cima do lóbulo e da zona em falta da orelha da direita.

6.2.6.1. *Tentativa de manter o lóbulo visível*

Numa primeira tentativa de alinhamento das orelhas, planeou-se a manutenção do lóbulo da orelha direita visível, apenas completando a parte em falta. Com esse intuito, procedeu-se à sobreposição da orelha sã sobre a orelha com defeito. Tentou-se por todos os meios modelar uma transição harmoniosa entre o lóbulo da orelha direita e a zona posterior da hélix da orelha sã; nesse aspeto, o resultado foi bastante razoável, como é possível verificar na Figura 79. No entanto, a parte superior da antihélix saudável não se ajustou de forma satisfatória à orelha com deformidade, que aparenta estar muito saliente. A falta de harmonia entre a parte superior das duas orelhas obrigou a uma série de tentativas de ajustes dimensionais, que se viria a tornar bastante complexa e demorada.

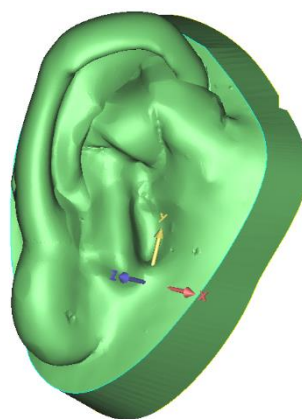


Figura 79 – Junção das orelhas com alinhamento de forma a garantir o lóbulo visível

Na Figura 80 é apresentada uma vista lateral esquerda, após o reajustamento das orelhas. É possível verificar que, devido à diferença anteriormente referida dos ângulos formados entre as duas orelhas e o crânio, não é possível obter, simultaneamente, a dissimulação da deformidade com a antihélix da orelha sã, e uma ligação harmoniosa entre o lóbulo da orelha esquerda e a hélix da orelha sã.

Outro obstáculo foi a necessidade de reduzir o tamanho da orelha sã para que a ligação na zona superior do lóbulo fosse adequada; esta redução de tamanho fez com que a orelha sã tivesse menos volume “à disposição” para se sobrepor à deformidade.

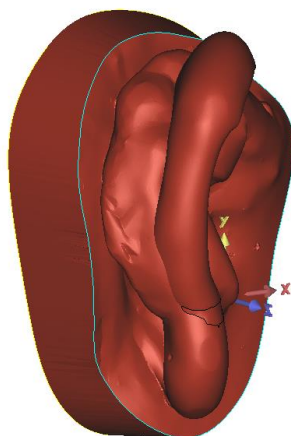


Figura 80 - Vista lateral esquerda da orelha após ajustamento e união das orelhas

Na tentativa de “esconder” a zona posterior da deformidade da orelha, procedeu-se à modelação de uma superfície que cobrisse essa parte, da forma o mais esteticamente agradável possível. O resultado dessa tentativa está ilustrado na Figura 81.

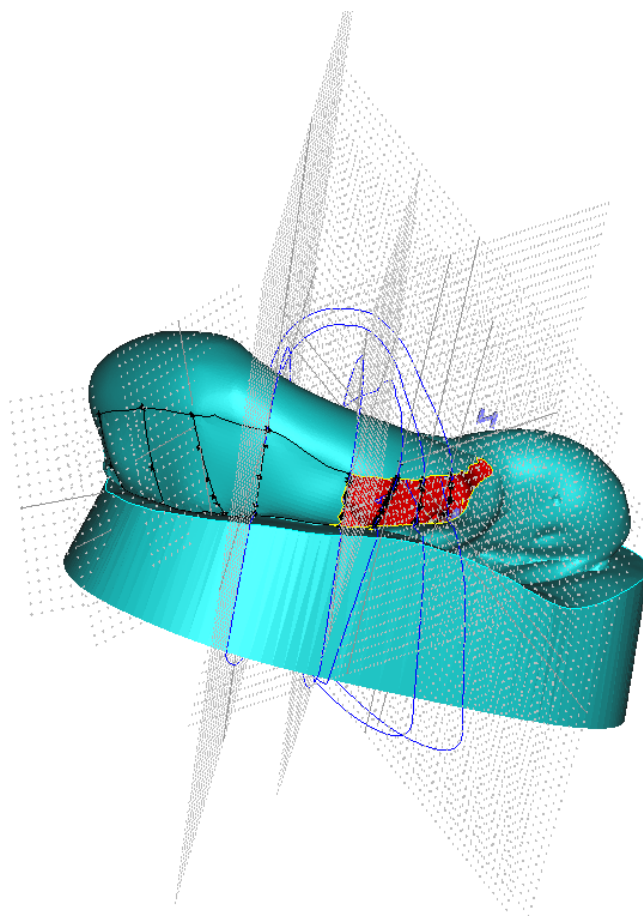


Figura 81 - Criação de superfície sobre a hélix da orelha

Após a criação da superfície que cobriria a zona posterior da deformidade e observação cuidadosa do conjunto orelha/prótese de todos os diferentes pontos de vista, foi tomada a decisão de abandonar esta solução. Para esta decisão contribuiu, para além de todos os problemas anteriormente referidos, o resultado insatisfatório na zona da ligação da hélix (da prótese hipotética) à superfície do crânio, como é visível na Figura 82. Este problema surgiu devido à orientação que foi necessário aplicar à orelha sã, o que expôs o defeito resultante da aplicação incorreta do celofane, referida anteriormente.

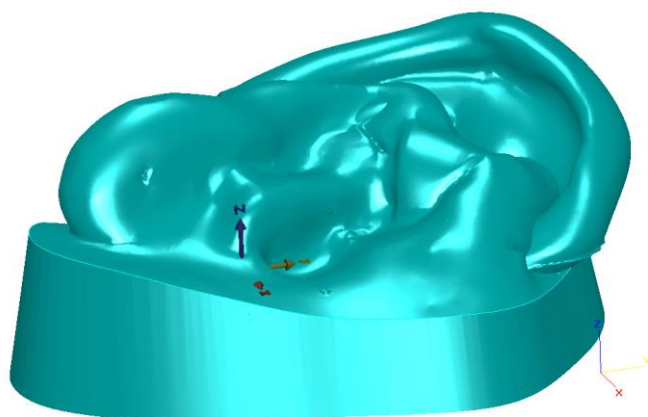


Figura 82 – Vista lateral direita da orelha com prótese

6.2.7. Modelação de encaixe total da orelha

Iniciou-se a modelação pelo alinhamento da orelha sã sobre a orelha com deformidade, com o intuito do encaixe total da orelha na zona do lóbulo e da hélix.

Após a realização do processo de alinhamento, atingiu-se um resultado considerado ótimo, em termos estéticos, ou seja, no objetivo de dissimular da melhor forma possível a deformidade da orelha. Depois de alinhadas, as orelhas foram unidas através uma união booleana, dando origem, assim, a um volume singular, representado na Figura 83. A este resultado deu-se o nome de “orelha com prótese”.

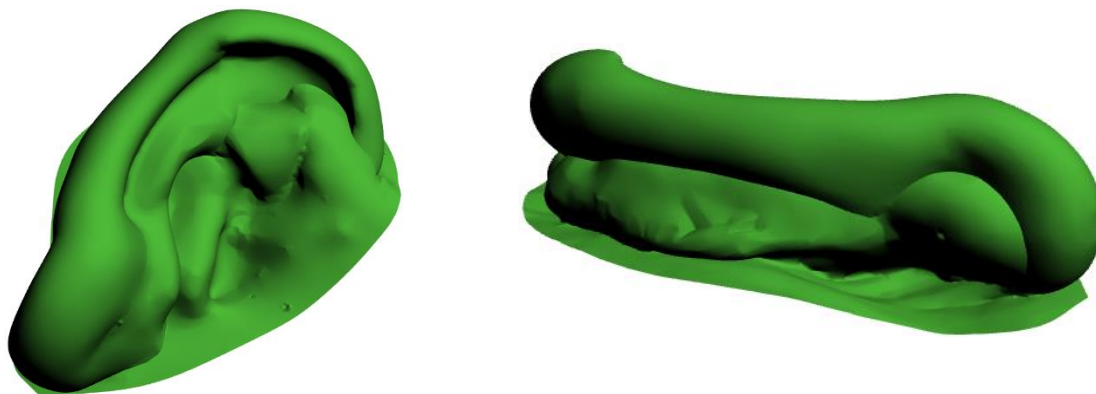


Figura 83 – Sobreposição ótima de ajuste da orelha

Na Figura 84 pode-se comparar a “orelha com prótese” com a orelha sã em termos de rotação, tamanho e forma. Verifica-se que a rotação é a ideal bem como o tamanho. Quanto à forma, verifica-se que a deformidade na zona superior da orelha ainda é notória, apesar de se encontrar muito menos perceptível.

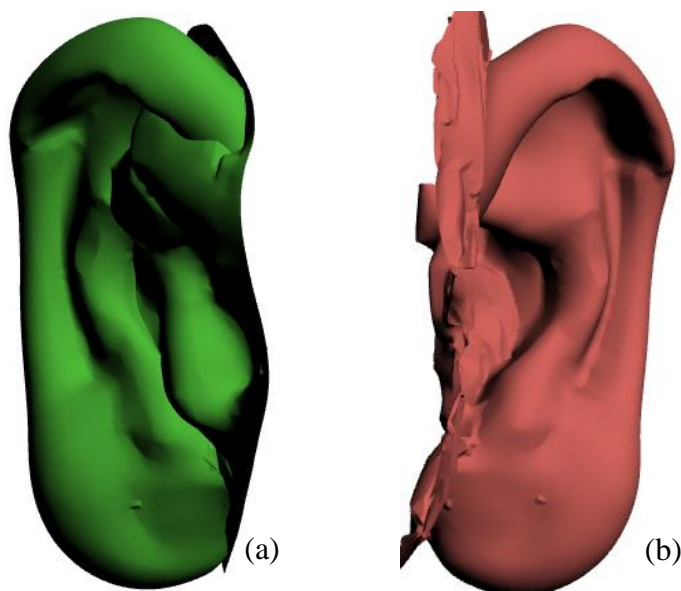


Figura 84 – Comparação da rotação da “orelha com prótese”: (a) com a orelha esquerda (b)

Depois de definida a posição da prótese, iniciou-se o processo de “subtração” da orelha com deformidade ao volume da conjunto “orelha com prótese”, para obter, finalmente, o volume da prótese.

Para realizar essa subtração, foi necessário importar um novo modelo da orelha com deformidade, alinhá-lo com as zonas correspondentes no modelo da “orelha com prótese” e, por último, usá-lo para retirar o seu próprio volume e forma ao conjunto.

O procedimento para o alinhamento em questão foi realizado através da marcação de pontos em comum nos dois modelos 3D. O processo requer grandes aproximações e precisão, para garantir que o alinhamento é perfeito. Apesar de não alterar significativamente a probabilidade de obter um encaixe perfeito, um alinhamento incorreto resultaria, após a colocação, numa prótese que não cumpriria os objetivos estéticos desejados e modelados.

O procedimento seguido para alinhar os dois modelos, ou seja, a marcação de pontos em comum entre as duas orelhas, está representado nas imagens da Figura 85.

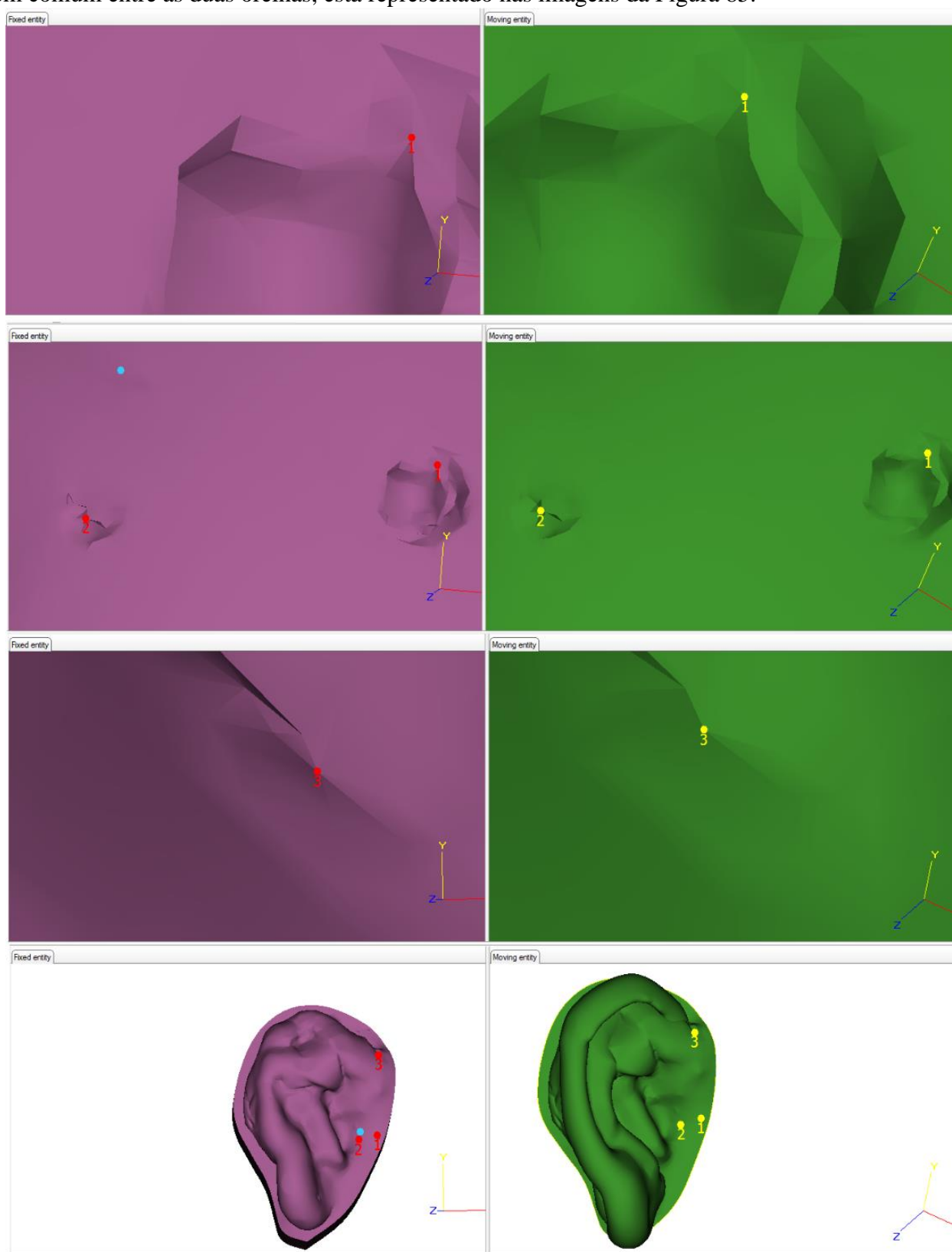


Figura 85 - Processo de alinhamento dos dois modelos, através da marcação de pontos em comum

O conjunto representado na Figura 86 resultou do alinhamento dos modelos.

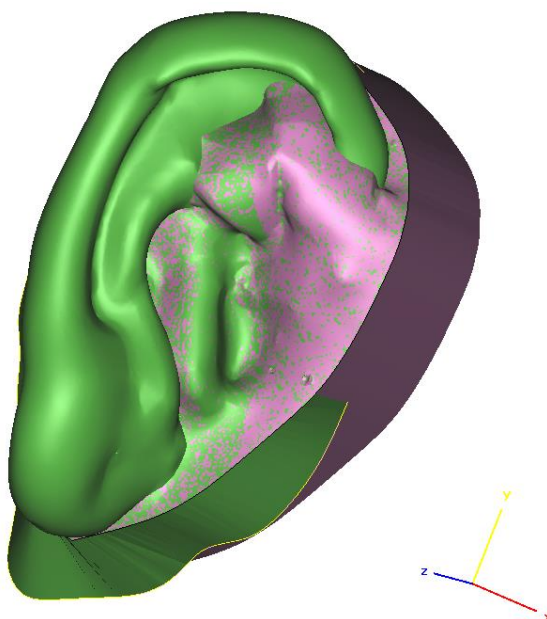


Figura 86 - Sobreposição entre os modelos da orelha com deformidade e da “orelha com prótese”

A realização da subtração booleana produziu o modelo visível na Figura 87. Como é fácil de verificar, houve a necessidade de realizar um prolongado processamento até obter o modelo final da prótese.

A falha na eliminação de algumas zonas do conjunto teve causas distintas. No caso da “base” da orelha com prótese, esta não foi eliminada por não coincidir exatamente com a base da orelha direita. Por outro lado, o facto de o alinhamento realizado não ter sido absolutamente perfeito resultou na eliminação deficiente na zona da superfície da orelha com deformidade.

Esta falha obrigou à eliminação manual de todos os dados em excesso. Na Figura 88 é possível observar o modelo da prótese, já com parte desse processo efetuado.

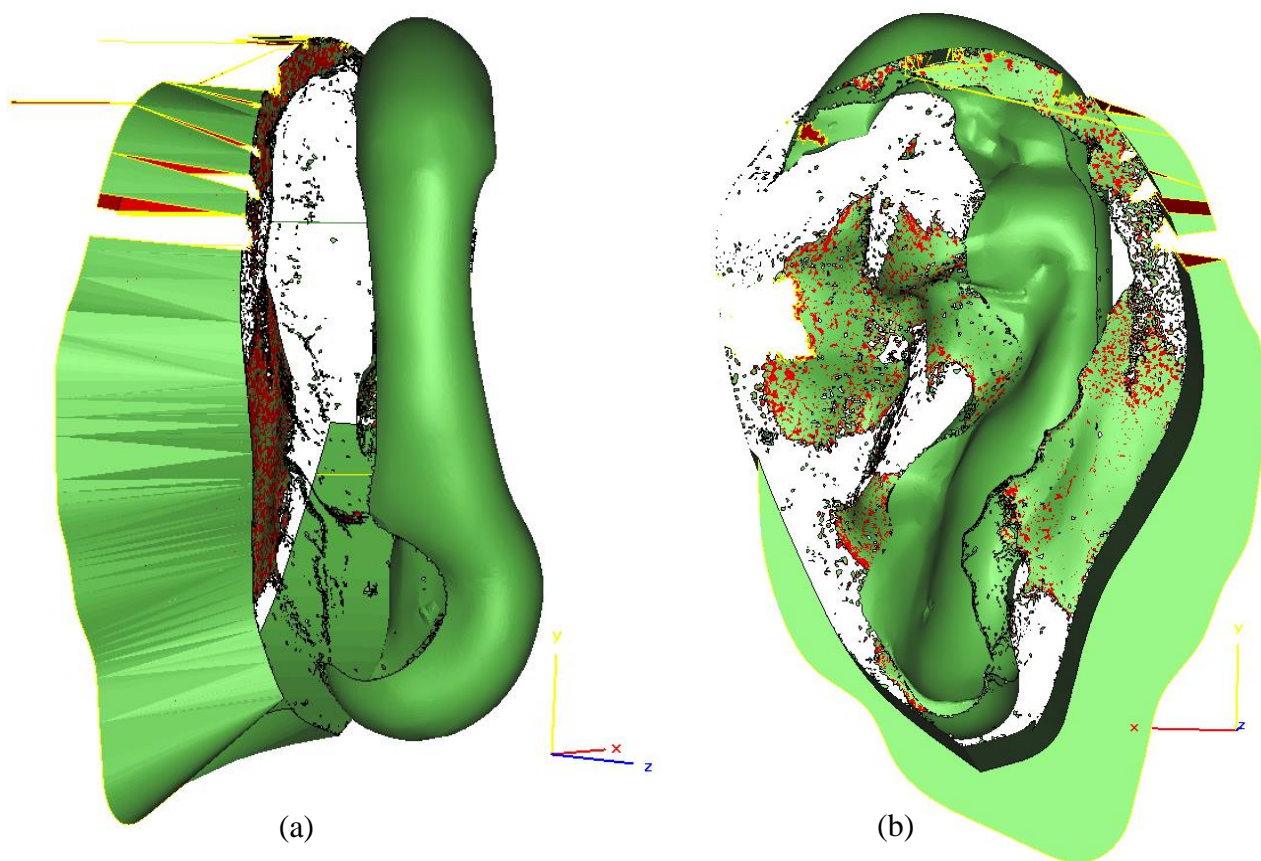


Figura 87 - Modelo resultante da subtração booleana: vista lateral esquerda (a) e vista posterior (b)

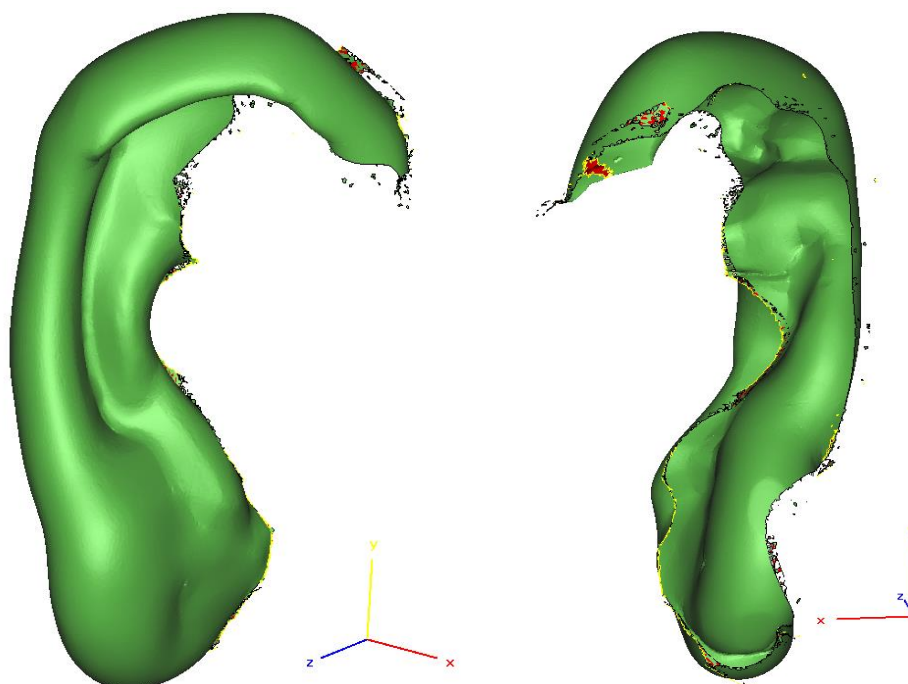


Figura 88 - Modelo da prótese, durante a eliminação manual dos elementos em excesso

É possível observar, na Figura 89, o modelo final da prótese, depois da eliminação manual dos dados em excesso.

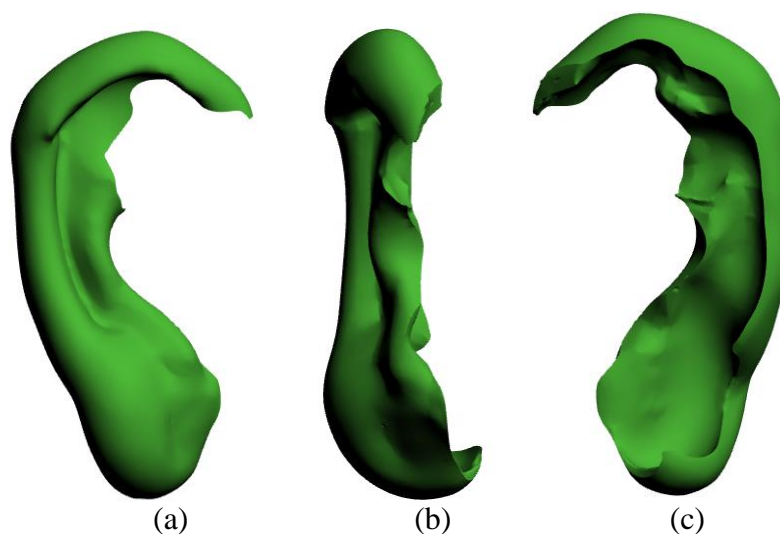


Figura 89 - Modelo final da prótese: vista frontal (a), vista lateral direita (b) e vista anterior (c)

6.2.8. Fabrico por Estereolitografia

O ficheiro do modelo 3D da prótese, bem como o ficheiro do modelo 3D da orelha com defeito, foram transferidos para o sistema informático da máquina de fabrico aditivo utilizada para este projeto (*Viper™ SLA® System*, Figura 90), cujas características técnicas encontram-se no Anexo C. Foram fabricados ambos os modelos, para testar o encaixe.



Figura 90 - Máquina SL (INEGI)

O fabrico dos modelos SL demorou aproximadamente 3 horas. Terminada essa etapa, procedeu-se a uma “lavagem”, numa câmara própria (Figura 91). Os modelos passam por esta câmara em 2 partes: duas horas em TPM (tripropileno glicol metil éter) e 5 minutos em álcool.



Figura 91 - Câmara de lavagem das peças produzidas por SL

Os modelos passaram, então, por uma câmara UV (Figura 92) para realizar o processo de pós-cura da resina (Accura® ABS White SL7810). Este processo demorou cerca de 4 horas.



Figura 92 - (a) Câmara UV (INEGI); (b) Peças em SL no processo de pós-cura

Obteve-se, finalmente, o modelo da prótese (Figura 93), bem como o modelo da orelha com deformidade (Figura 94).

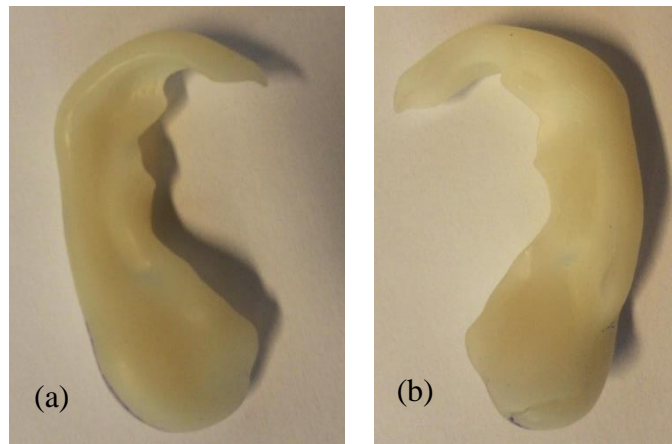


Figura 93 - Protótipo da prótese em resina: (a) vista de frontal; (b) vista posterior



Figura 94 - Modelo em SL da orelha com deformidade.

Após experimentação do encaixe entre os dois protótipos (visível na Figura 95), verificou-se que o encaixe era perfeito.



Figura 95 - Teste de encaixe do protótipo da prótese no modelo em resina da orelha com deformidade

6.2.9. Fabrico do molde

Para fabricar a prótese, o passo seguinte era fabricar o molde onde seria vazado o silicone. Foi escolhido e marcado, previamente, o plano de apartação (Figura 96). A transparência dos moldes (também de silicone) permite ver esta marcação e, assim, guiar o corte.

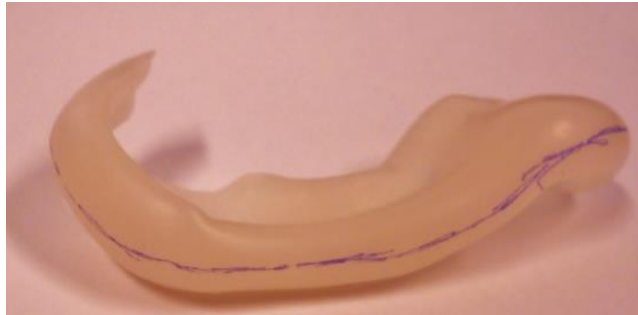


Figura 96 – Definição de uma linha de apartação.

Antes de construir a caixa de moldação, criou-se o canal de vazamento através da colocação de um pequeno suporte cilíndrico de madeira, como representado na Figura 97.



Figura 97 – Criação de um canal de vazamento e de suporte

A caixa de moldação é então construída, como a Figura 98 ilustra.



Figura 98 – Construção da caixa de moldação

O silicone disponível para esta finalidade (conceção de moldes) é o SLM VTX 950, cujas características se encontram na Tabela 7. Existia também, à disposição, o catalizador o VTX 951, na seguinte proporção: 100:10 (450g de silicone para 45g catalizador).

Tabela 7 – Principais características do Silicone VTX 950/CAT 951

Cor	Transparente
Viscosidade (mPas)	42
Densidade	1,10 g/cm ³
Pot life	80 min
Tempo de cura	12 h (25°C) ou 2 h (60°C)
Contração (%)	0,1
Dureza	40 Shore A
Tensão de rotura	6,7 N/mm ²
Extensão	390 %
Resistência ao rasgamento	27 N/mm

Depois do vazamento do silicone, a caixa de moldação passa por uma câmara de vácuo para desgaseificar o silicone extraindo as bolhas de ar do seu interior.

O processo de cura do silicone do molde (Figura 99) demorou 4 horas.



Figura 99 – Caixa para criação do molde com o silicone em fase de cura

Terminada a cura do molde, as duas partes são cortadas e separadas, como ilustrado pela Figura 100.



Figura 100 - Processo de separação das duas cavidade do molde

Obteve-se, assim, o molde final para o vazamento do silicone, como se pode observar na Figura 101.



Figura 101 – Molde para vazamento do silicone

6.2.10. Fabrico da prótese

A prótese foi então fabricada através do vazamento do silicone DragonSkin, da Smooth-on. A dureza selecionada do silicone foi Shore A 20, por ser aquela que mais se assemelha às propriedades do tecido. Foi efetuado o vazamento do silicone para o interior de um pequeno reservatório com um canal de saída inferior, com o diâmetro aproximado do canal de vazamento. Como o diâmetro desse canal era ligeiramente superior ao diâmetro do canal de vazamento, o encaixe não foi perfeito e utilizou-se plasticina para manter o reservatório na posição correta, como é visível na Figura 102. A superfície das cavidades do molde foi pincelada com desmoldante à base de vaselina (HB Química, ref-HB 160/20) e o silicone foi vazado.



Figura 102 – Vazamento e cura do silicone em plano inclinado

No primeiro vazamento ocorreu a formação de algumas bolhas de ar. Por esse motivo, foi criado um pequeno canal de saída do ar no molde, no local onde esse ar se tinha aglomerado. Finalmente, obteve-se a prótese da orelha, que é possível observar na Figura 103, durante um teste de encaixe.



Figura 103 – Teste de encaixe da prótese parcial da orelha.

6.2.11. Pigmentação da prótese

Nesta etapa, foi criada uma paleta de cores, com o objetivo de aproximar o mais possível a cor do silicone que constitui a prótese à cor da pele da paciente. Para o conseguir foram utilizados os pigmentos SIL Tone *light skin* e *medium skin* da Smooth-On. Foram produzidas 3 próteses (Figura 104) com 3 das cores criadas. As suas características estão apresentadas na Tabela 8.



Figura 104 – Criação de uma paleta de cores da prótese

Tabela 8 - Características da pigmentação utilizada

Nº	Massa [g]	Pigmentação
1	17.3	6 gotas “Medium Skin”
2	18.4	3 gotas de “Medium Skin”
3	10.4	1 gota de “Medium Skin”

6.2.12. Sistema de Retenção

A ideia inicial para o sistema de retenção era fazê-la através de adesivo. No entanto, depois de observar os modelos, chegou-se à conclusão que a prótese poderia não possuir área suficiente para aplicar o adesivo de maneira a garantir uma retenção eficaz.

Por isso, estudou-se uma alternativa que oferecesse maiores garantias de fixação segura.

6.2.13. Projeto da nova prótese com encaixe anatómico

A solução escolhida foi retenção por encaixe anatómico de ajuste elástico. Na Figura 105 encontra-se o planeamento da área a estender de modo a envolver toda a deformidade da orelha e, assim, aumentar a superfície de contacto e apoio da mesma. Com este encaixe anatómico pretende-se assegurar a fixação da prótese, bem como a sua correta colocação e orientação.

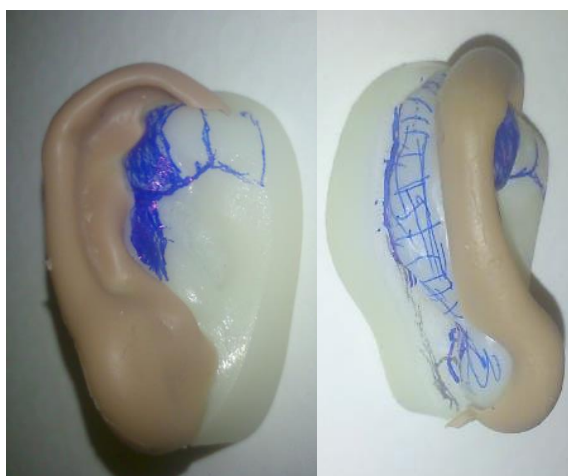


Figura 105 – Planeamento da área de extensão da prótese

Foi efetuado um *offset* de 0,6mm da superfície da orelha com deformidade. No entanto, verificou-se que o programa não processou devidamente este comando, criando vários triângulos sobrepostos à orelha (Figura 106).

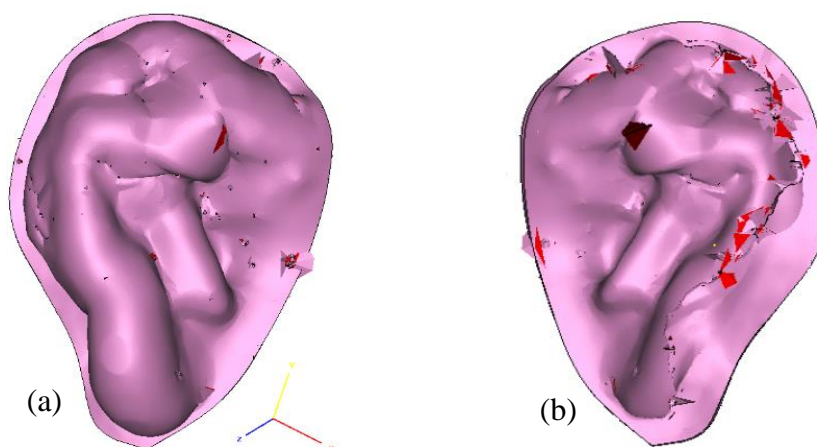


Figura 106 – Resultado do offset da orelha direita: (a) Vista frontal; (b) Vista posterior

Para reduzir o tempo necessário para eliminar os triângulos referidos anteriormente, limitou-se a área onde se faria o *offset*, cortando as partes que não fariam parte da prótese (Figura 107a). Na Figura 107b encontra-se ilustrado o *offset* efetuado na referida área.

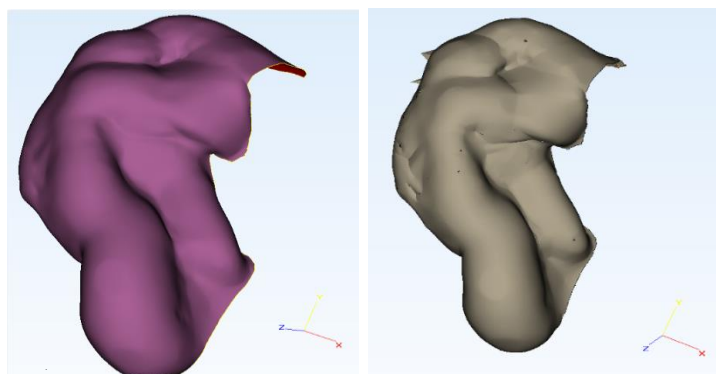


Figura 107 – (a) Área de extensão da prótese; (b) Offset da área selecionada

Na Figura 108 é possível observar-se uma vista lateral da futura extensão da prótese. Verifica-se a existência de elementos indesejáveis, no entanto em menor número do que na tentativa da Figura 106.

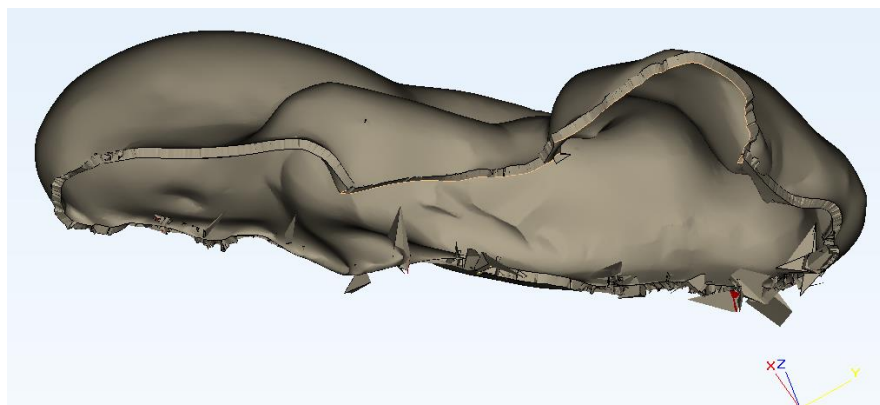


Figura 108 – Vista lateral direita após criação do offset

Para se ter uma ideia do impacto da extensão sobre a orelha, efetuou-se uma sobreposição da referida extensão sobre o modelo da orelha com deformidade (Figura 109).

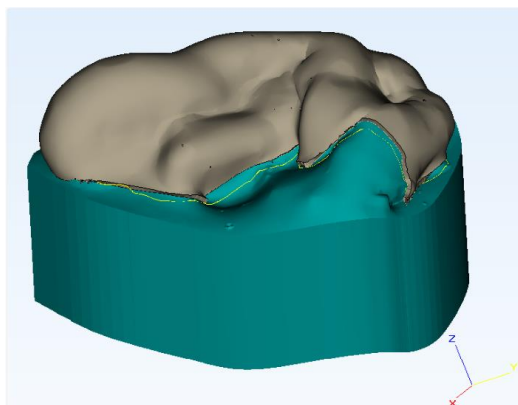


Figura 109 - Sobreposição da extensão da prótese na orelha com deformidade

Após a criação da extensão, procedeu-se à sua sobreposição com a prótese criada inicialmente (Figura 89, pág. 93).

Com a sobreposição efetuada, procedeu-se a uma união booleana que resultou no protótipo de prótese apresentado na Figura 110.

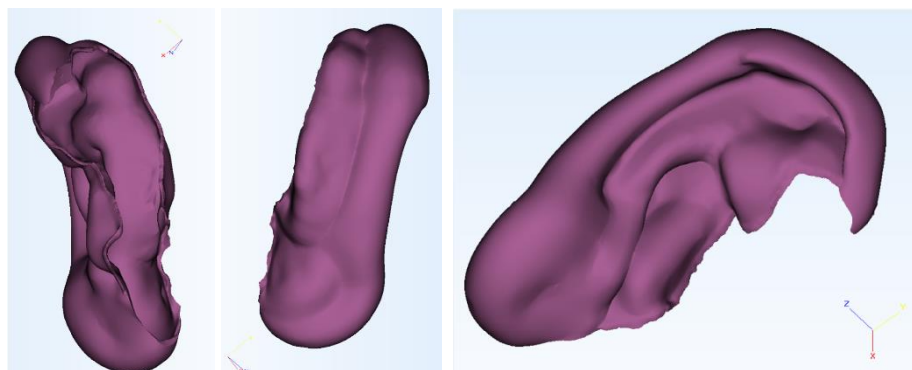


Figura 110 – Modelo da prótese de diferentes vistas

Como não foi possível obter a anatomia da zona posterior da deformidade, a extensão referente a essa parte foi criada através do desenho de uma membrana plana e o respetivo alinhamento (Figura 111).

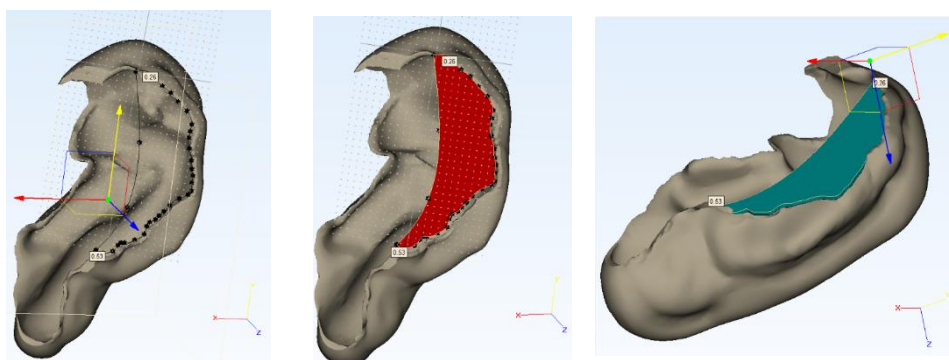


Figura 111 – Processo de criação da membrana que abraça a parte de trás da orelha

Após a criação da membrana e do respetivo alinhamento ideal procedeu-se à união booleana das duas partes, que resultou no modelo de prótese com encaixe anatómico, presente na Figura 112.

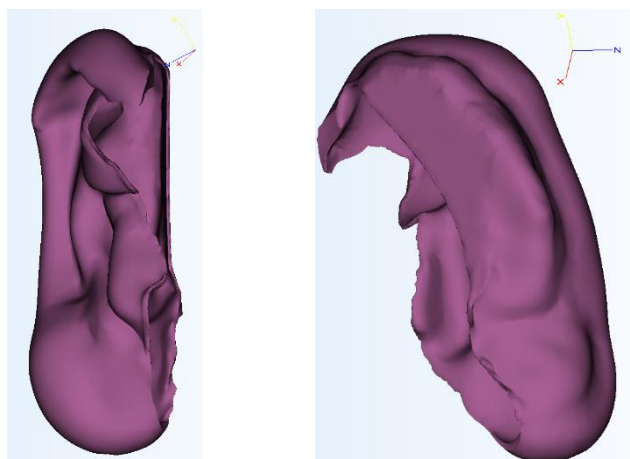


Figura 112 – Modelo final em STL da prótese

Seguiu-se o processo de fabrico aditivo (por estereolitografia), através dos passos referidos anteriormente, obtendo-se o modelo de prótese apresentado na Figura 113.



Figura 113 - Diferentes vistas do modelo da prótese final em resina

Para o fabrico do molde, foram seguidos os passos decritos anteriormente, marcando-se novamente a linha de apartação (Figura 114).



Figura 114 – Prótese com marcação da linha de apartação

O resultado do fabrico da prótese a partir do protótipo da Figura 114 encontra-se na Figura 115. Verifica-se que a parte frontal está de acordo com os objetivos, no entanto, pela Figura 116 constata-se que a prótese tem um mau enchimento na zona da membrana.



Figura 115 – Teste de encaixe da prótese com retenção anatómica



Figura 116 - Prótese com falha de enchimento

De forma a melhorar o enchimento da prótese, acrescentaram-se canais de saída de ar no molde e vazaram-se novas prótese com diferentes pigmentações, visíveis na Figura 117, para acrescentar à paleta de cores iniciada anteriormente. Na Tabela 9 encontram-se as características da paleta de cores criada.



Figura 117 – Paleta de cores para a prótese com retenção anatómica

Tabela 9 – Características da pigmentação utilizada na prótese com retenção anatómica

Nº	Massa [g]	Pigmentação
1	15,4	3 gotas “Medium Skin”
2	17,6	2 gotas de “Medium Skin” + 1 gota de “light skin”
3	11,2	1 gota de “Medium Skin”
4	12	1 gota de “light skin”
5	9,8	1 gota de “light skin”

Para evitar o mau enchimento verificado anteriormente, aumentaram-se as espessuras das extensões realizadas de 0,6 mm para 1 mm e alterou-se a orientação do molde para a vertical aumentando o efeito da força da gravidade. Retomando todo o processo de fabrico já descrito, produziu-se uma nova prótese perfeitamente preenchida (Figura 118 e Figura 119).



Figura 118 – Prótese final com mais espessura



Figura 119 – Próteses finais com diferentes pigmentações

6.3. Relato de caso de estudo de prótese orbital no INEGI

Foi fabricada, no INEGI, pelo Engenheiro Nuno Leal, uma prótese da região orbital de um paciente com 54 anos com um defeito ocular.

A ideia original deste trabalho era resolver este caso até ao fim, recorrendo à engenharia inversa para obter uma prótese que poderia ter qualidade e ser aplicada no paciente. No entanto, dada a degradação do estado de saúde do paciente, tal não foi possível; descreve-se, aqui, a experiência adquirida com este caso.

O projeto da prótese foi efetuado a partir de ficheiros DICOM recentes, com características presentes na Tabela 10.

Tabela 10 – Características do ficheiro DICOM utilizado para reconstrução 3D da face do paciente.

Espessura da fatia	2 mm
Largura da fatia	512 px
Comprimento da	512 px
Tamanho do <i>pixel</i>	0,399609

Os ficheiros DICOM foram importados para o *Mimics* para criação do modelo 3D em STL da face do paciente (Figura 120) e, posteriormente, foi importado para o *3-matic* para se iniciar o projeto da prótese.

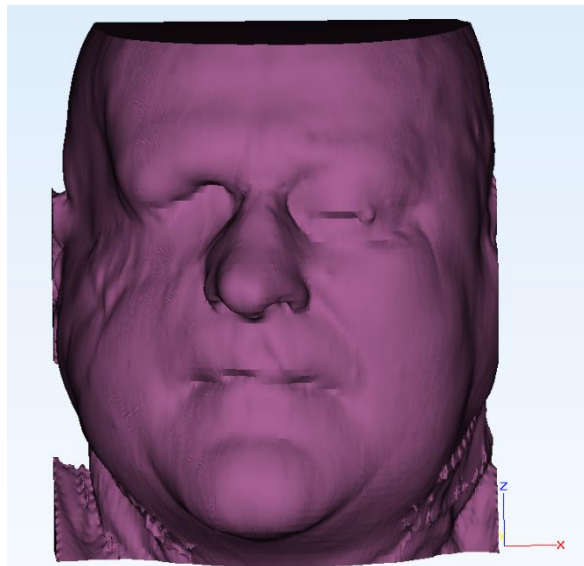


Figura 120 – Face 3D do paciente

Os principais passos para o projeto da prótese foram os ilustrados na Figura 121.

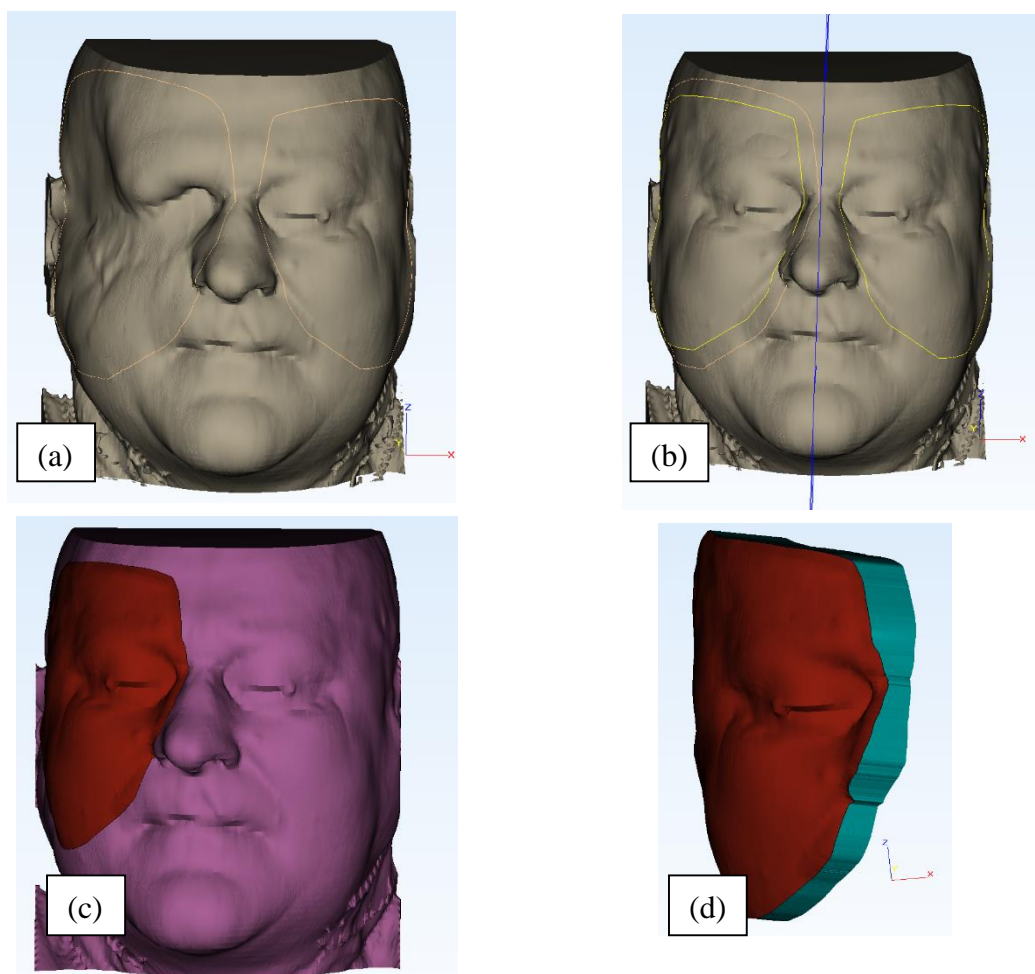


Figura 121 – Projeto da prótese da zona ocular: (a) Definição da zona a espelhar; (b) Criação do plano de simetria e espelhamento; (c) Criação da prótese; (d) Criação do macho do molde

Do projeto da prótese resultaram ficheiros STL, que permitiram a criação da prótese em silicone (Figura 122). Outros pormenores, referentes à criação da prótese, são desconhecidos.



Figura 122 – Prótese em silicone na face em resina

A prótese resultante do projeto não apresentou as características estéticas desejadas, devido à falta de resolução da TAC (fatia de 2 mm de espessura) e devido ao facto do paciente se apresentar de olhos fechados aquando da realização da TAC.

6.4. Caso de estudo II: Prótese Oculopalpebral total

6.4.1. Descrição do caso de estudo

Devido à falta de sucesso do caso de estudo descrito no capítulo anterior e para efeitos de estudo de uma prótese oculopalpebral, foi simulada virtualmente uma exenteração orbital de um homem adulto voluntário com 52 anos de idade.

Os pacientes com defeitos orbitais têm de lidar com a perda de visão e a inerente alteração de estilo de vida. Além disso, alguns destes casos têm impacto a nível social e pessoal causado pela aparência estética resultante da deformação facial. Através de procedimentos cirúrgicos, a reconstrução de uma deformação facial é muito complexa, sendo muito difícil de camuflar mesmo através de transplantes de pele. Assim, as próteses faciais são uma solução adequada para estes casos.

6.4.2. Metodologia

Tal como no Caso de Estudo I, foi seguida uma metodologia com algumas diferenças em relação àquela que se propõe, pelos mesmos motivos anteriormente referidos. O fluxograma da Figura 123 da ilustra esta metodologia; as tarefas efetuadas não incluídas na metodologia desenvolvida estão assinaladas a cor de tijolo.

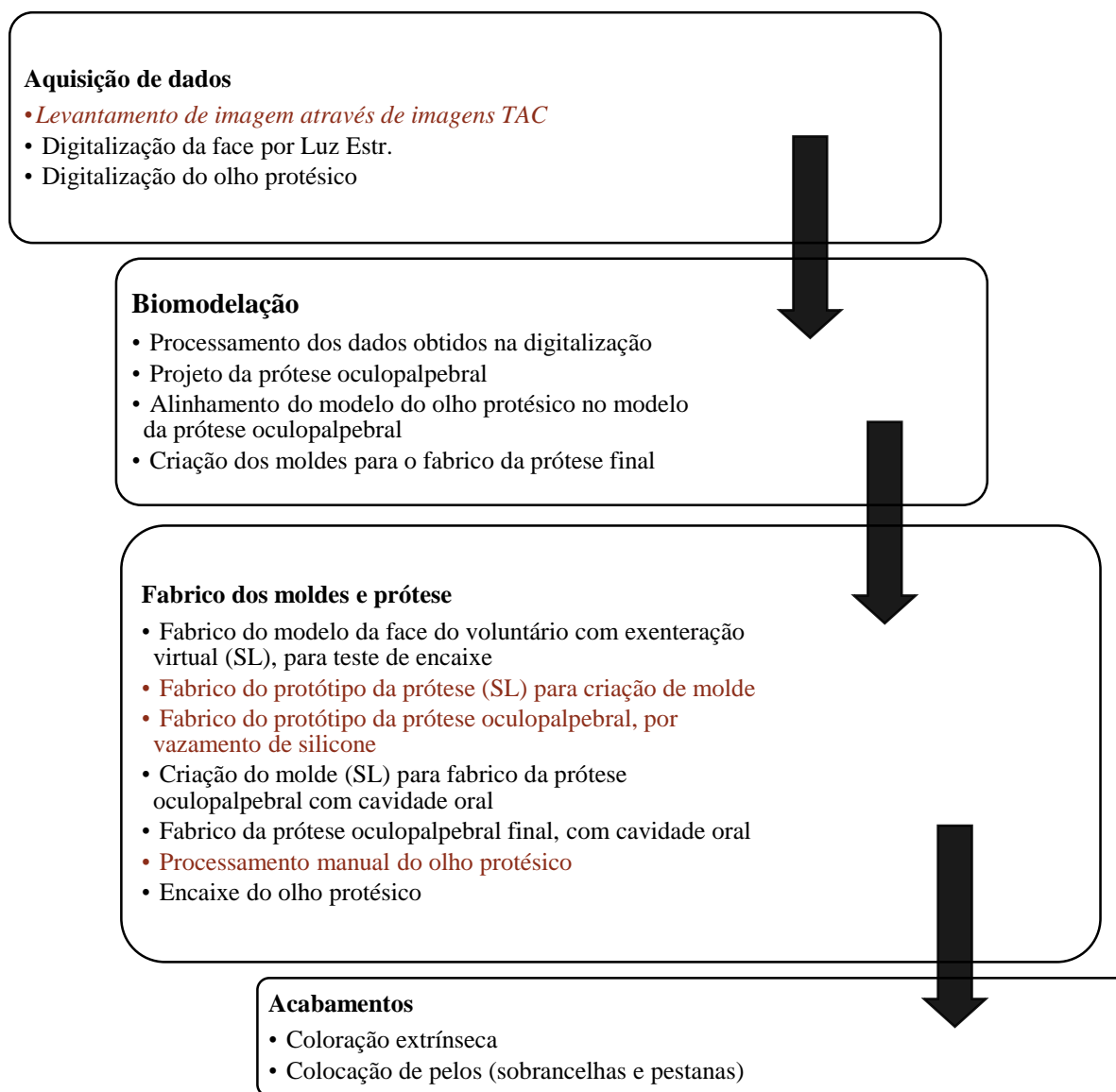


Figura 123 - Fluxograma representativo da metodologia desenvolvida (tarefas não-planeadas a cor de tijolo)

6.4.3. Aquisição de dados

6.4.3.1. Através de imagens TAC

Os dados foram obtidos através de uma TAC, pelo equipamento da Siemens/Sensation Cardiac 64 (Figura 56) foram importados para o *Mimics* (*Materialise NV*, Technologielaan 15, 3001 Leuven Bélgica).

As informações técnicas da TAC, ou seja, dos ficheiros DICOM importados para o *Mimics* encontram-se na Tabela 11.

Tabela 11 - Informações técnicas sobre as fatias da TAC.

Descrição	Valor	Unidade
Largura	512	px
Altura	512	px
Tamanho do pixel	0,308594	mm
Número de fatias	50	
Espessura da fatia	3,0	mm
Distância entre fatias	3,0	mm

Da importação dos ficheiros DICOM e da criação de uma máscara através da aplicação de um *threshold* adequado para o isolamento da pele, foi obtido o ficheiro STL apresentado na Figura 124. Pela qualidade do ficheiro conclui-se que este não é indicado para o fabrico de próteses, uma vez que não apresenta resolução suficiente impedindo a concepção de uma prótese realista e esteticamente agradável.



Figura 124 – Ficheiro 3D da face do voluntário

6.4.3.2. *Através de Luz Estruturada*

Foi então necessário recorrer ao equipamento de luz estruturada 3D (ATOS III Triple Scan, GOM mbH, Braunschweig) disponível no INEGI para capturar, com elevada resolução, a superfície facial do voluntário.

Previamente à digitalização da superfície completa da face, foi necessário proceder à pintura da face com pó branco de maquilhagem para remover eventuais brilhos da face que podem dificultar ou impedir a aquisição de dados (Figura 125 a). O paciente foi colocado com a cabeça numa posição estável e com uma expressão natural (Figura 125 b).



Figura 125 - (a) Pintura da face do voluntário; (b) Digitalização 3D

O resultado desta aquisição de dados, tal como no caso de estudo I, consistiu numa nuvem de pontos tridimensional da superfície facial. Através destes dados, foi possível gerar um modelo 3D de alta resolução da face do voluntário, que permite a sua exportação em formato .STL (Figura 126).



Figura 126 - Modelo 3D da face do voluntário

6.4.4. Projeto da prótese oculopalpebral

Após obtenção do ficheiro .STL da face do voluntário, este foi importado para o software 3-matic® 8.0. Foi inicialmente submetido a um tratamento de imagem, como o recorte da superfície, eliminando zonas da face que não têm interesse para o estudo (Figura 127); e eliminação de elementos triangulares que surgem distorcidos e fora do lugar como resultado da digitalização 3D.

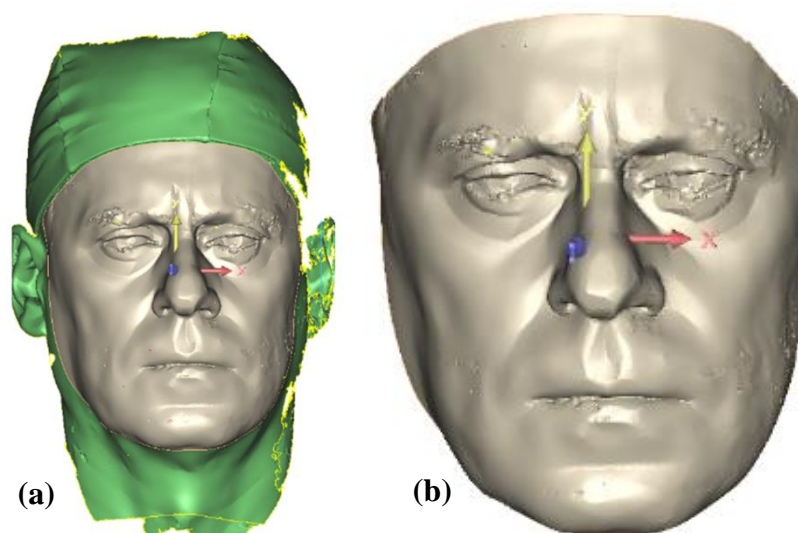


Figura 127 – (a) Recorte da superfície 3D; (b) Superfície 3D a trabalhar

Como o método de levantamento de forma não permite a aquisição de dados referentes a pelos, nos locais destes normalmente surgem defeitos. No presente caso, é importante corrigir os defeitos provenientes das pestanas e sobrancelhas (Figura 128).

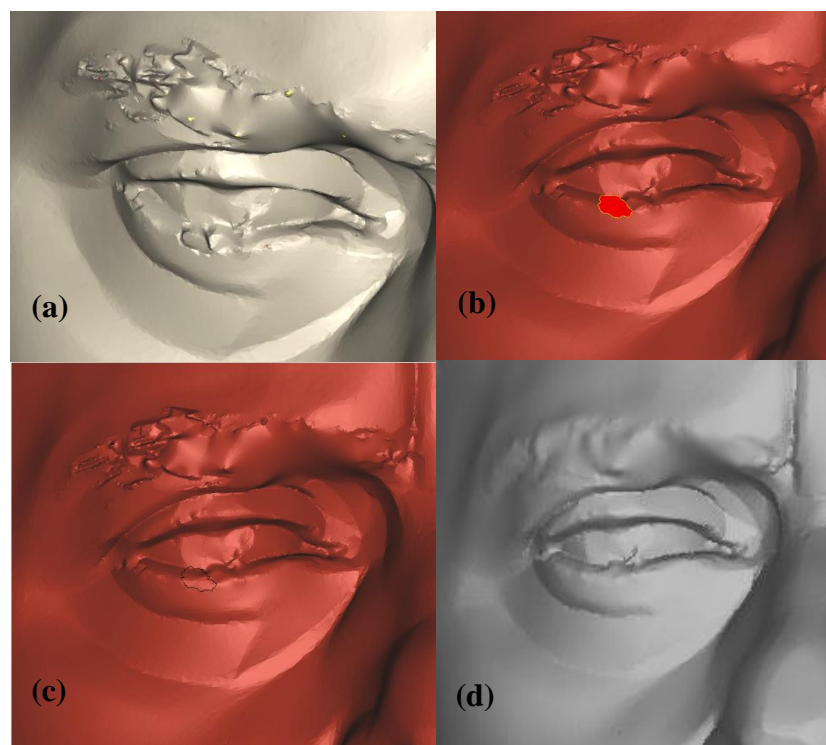


Figura 128 – (a) olho com defeito da digitalização; (b) eliminação do defeito; (c) tratamento do defeito; (d) eliminação de defeitos originários das pestanas

De forma a simular a face de um paciente com a ausência da zona orbital, foi, então, efetuada uma exenteração virtual no *software* 3-matic®. Para tal, eliminou-se a superfície correspondente ao olho que se pretende suprimir, neste caso o olho esquerdo, e criou-se uma superfície concava de forma a simular a face de um paciente com a ausência da zona orbital (Figura 129).

É de salientar que, para cada caso, deve ser efetuada uma avaliação à região orbital afetada para verificar a existência de algum entalhe ósseo ou tecido mole que possa potenciar o melhor método de retenção aplicável especificamente para cada caso.

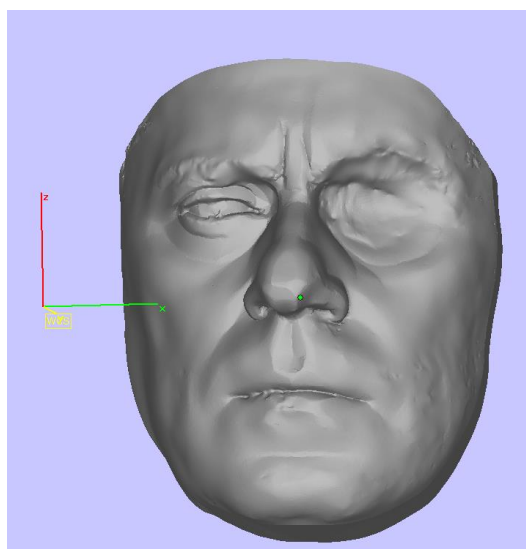


Figura 129 – Modelo 3D da face do paciente com exenteração virtual.

Para projeto da prótese do presente caso, no modelo tridimensional da face do voluntário com exenteração virtual foi criado um plano de simetria sagital do ponto medio da face (Figura 130). Foram selecionados três pontos para a criação do plano de simetria da face: o *pronasale*, o *labiale superius* e o *nasion* (Figura 8, pág. 19). De seguida, foi copiada a superfície facial e submetida a um espelhamento pelo plano criado.

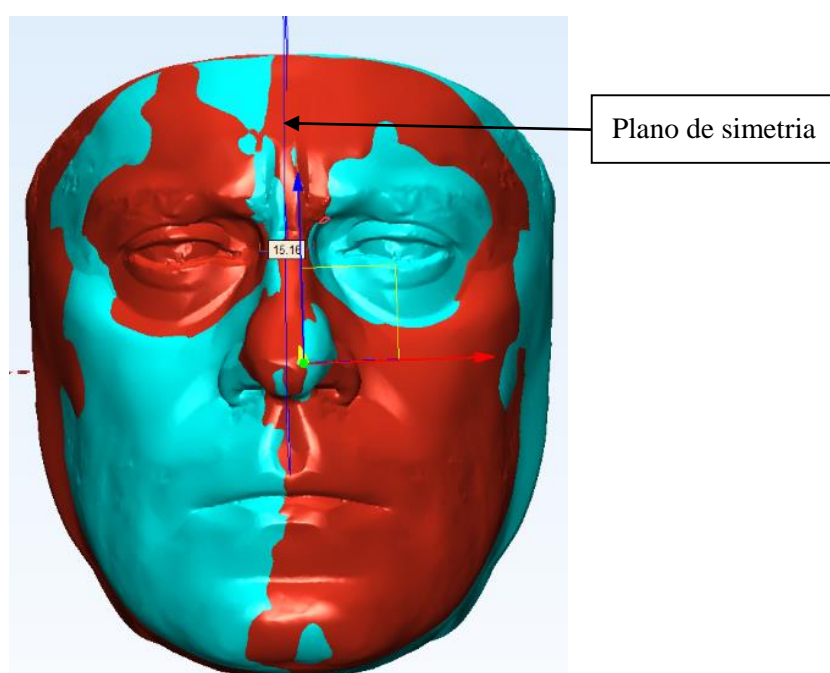


Figura 130 – Plano de simetria e superfície de espelhamento sobre a face.

Uma vez obtida a superfície espelhada pelo eixo de simetria, procedeu-se a uma subtração booleana à face original, permitindo obter um modelo prévio da reconstrução da zona ocular (Figura 131).

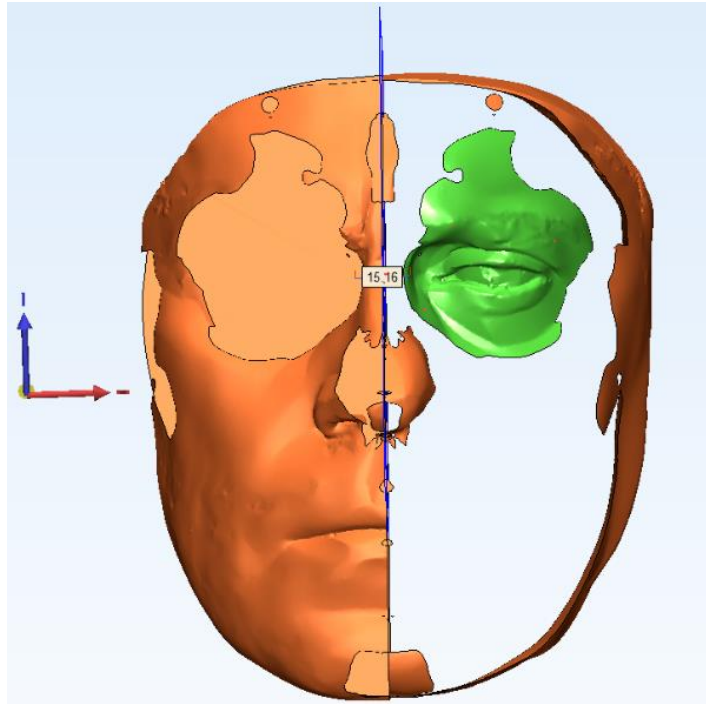


Figura 131 – Resultado da operação booleana da superfície espelhada com a superfície original

Após o tratamento de imagem, da eliminação dos elementos que não dizem respeito ao protótipo da prótese, obteve-se o protótipo que é apresentado na Figura 132.

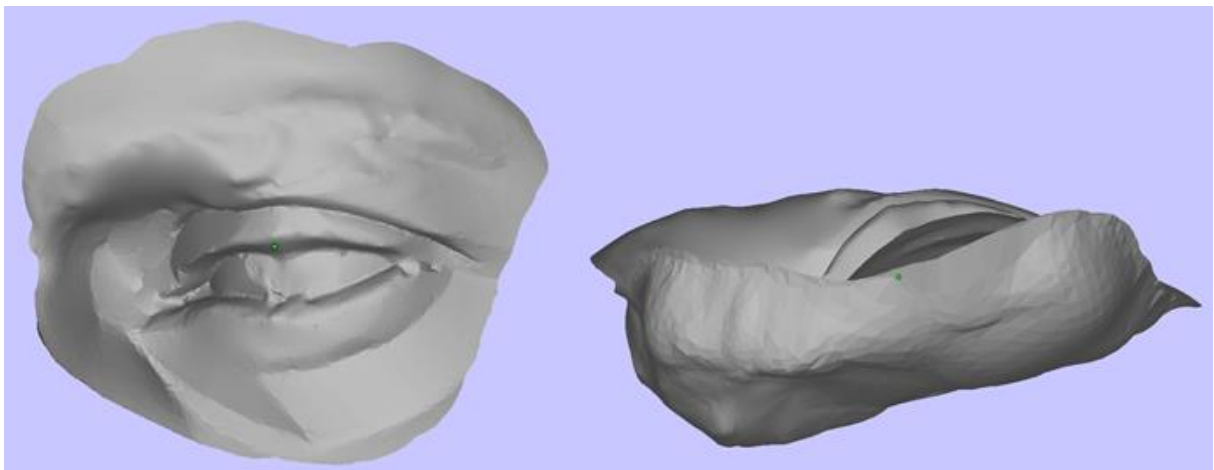


Figura 132 - Protótipo de prótese: diferentes perspetivas

6.4.5. *Fabrico da prótese oculopalpebral a partir do protótipo da prótese*

Uma vez obtido o modelo CAD 3D da prótese, este foi materializado por SL (Figura 133a). A face do voluntário foi de igual forma fabricada por SL, para que se pudesse verificar o encaixe e a simetria da prótese oculopalpebral (Figura 133b).

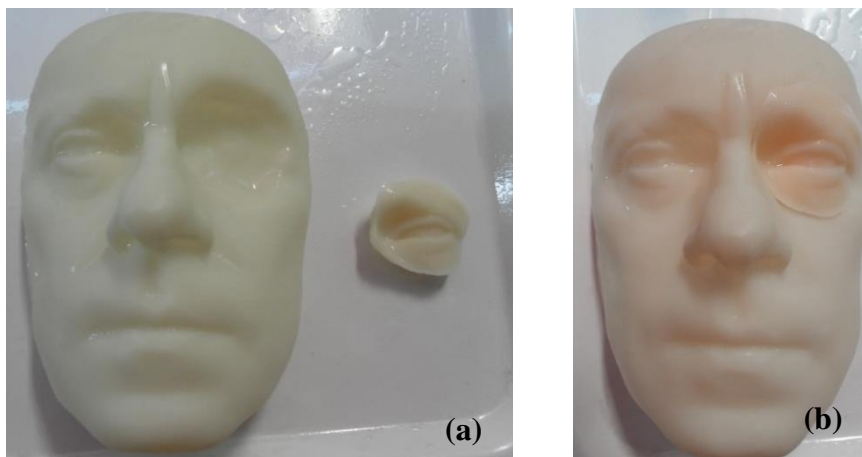


Figura 133- (a) Modelo da face e da prótese produzida em SL; (b) Encaixe dos protótipos da prótese e da face produzidos em SL

Seguiu-se o mesmo processo utilizado no caso de estudo I: fabricou-se uma caixa para vazamento do silicone (Figura 134) que, após curado, cortado pela linha de apartação e após criação de uma canal de vazamento, resultou o molde da Figura 135.

Foi utilizado o silicone Ecoflex 00-30 – Shore A 00-30 da Smoth-On, na porporção 1:1 (21 g de silicone e 21 g de catalizador) cujas características técnicas se encontram no ANEXO D: Ficha técnica dos silicones Ecoflex® Gel da Smooth-On. Foi adicionado um pigmento (4 gotas “medium skin”). O tempo de cura da mistura foi de 4 horas.

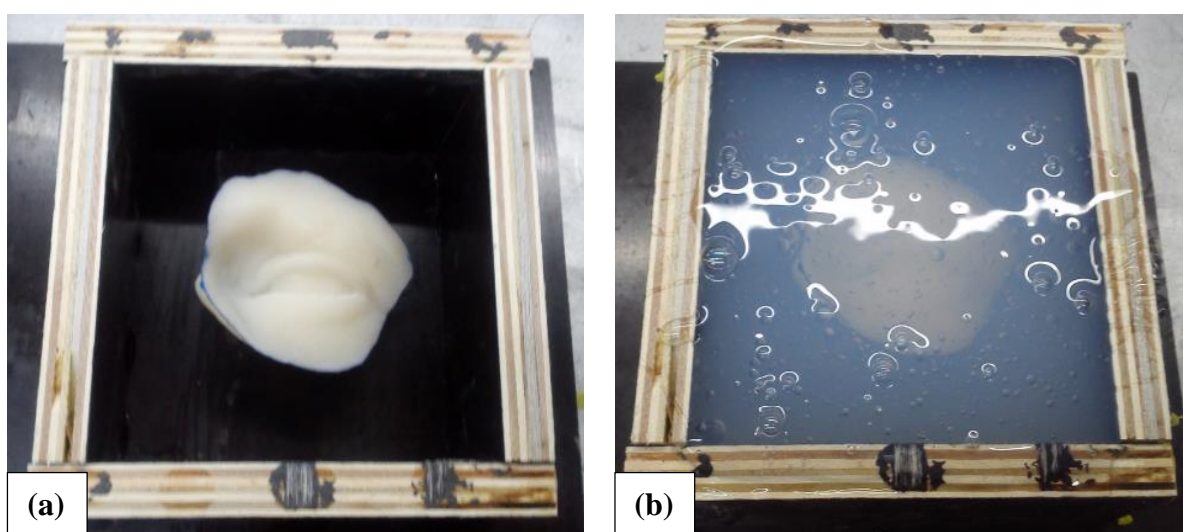


Figura 134 – (a) Posicionamento do protótipo da prótese no interior de uma caixa; (b) Caixa com silicone para obtenção do molde

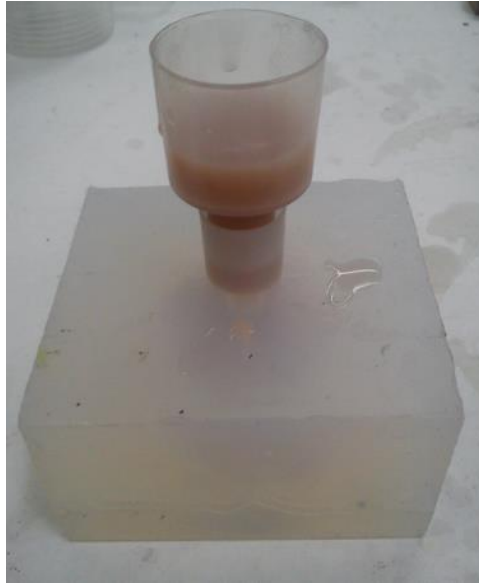


Figura 135 – Molde para obtenção da prótese ocular

Após a desmoldação da prótese final em silicone (Figura 136a), foi verificado o encaixe da prótese no modelo da face, como é visível na (Figura 136b).

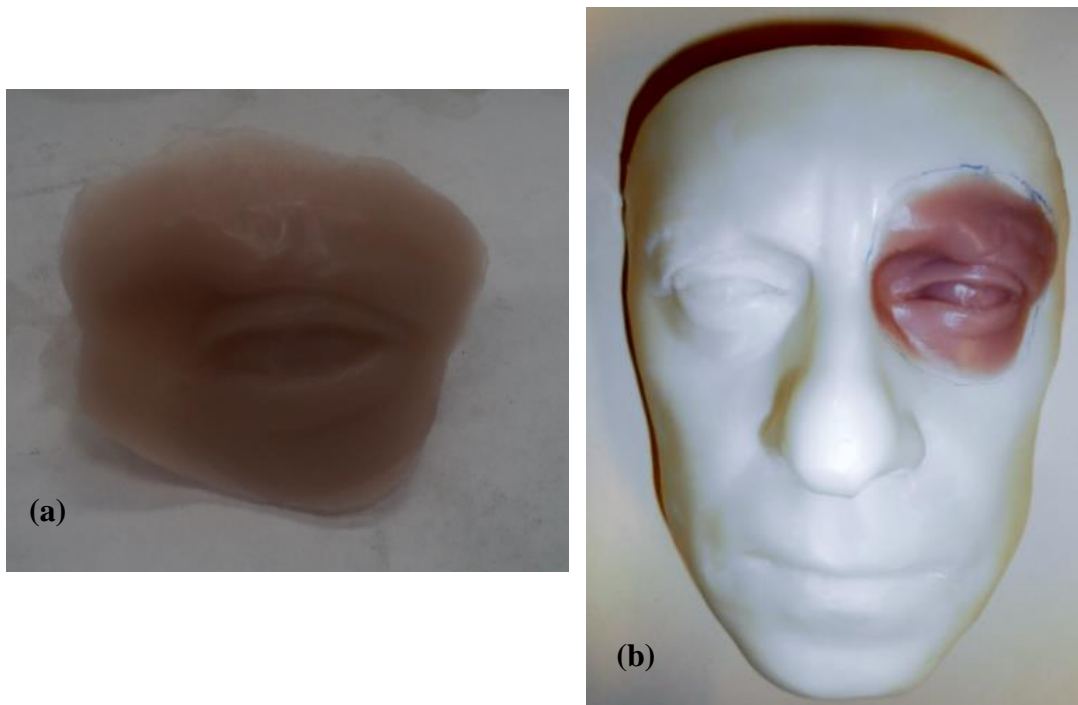


Figura 136 – (a) Prótese oculopalpebral em silicone; (b) Verificação do encaixe da prótese oculopalpebral em silicone no modelo SL da face

6.4.6. Conceção da prótese com olho de vidro

Com a verificação do encaixe da prótese no modelo da face, decidiu-se passar para o projeto da prótese com o olho de vidro.

O primeiro passo do projeto da prótese com o olho de vidro foi a medição da órbita para proceder à encomenda do respetivo olho de vidro. A medição foi efetuada diretamente no ficheiro STL correspondente à face do voluntário (Figura 137).

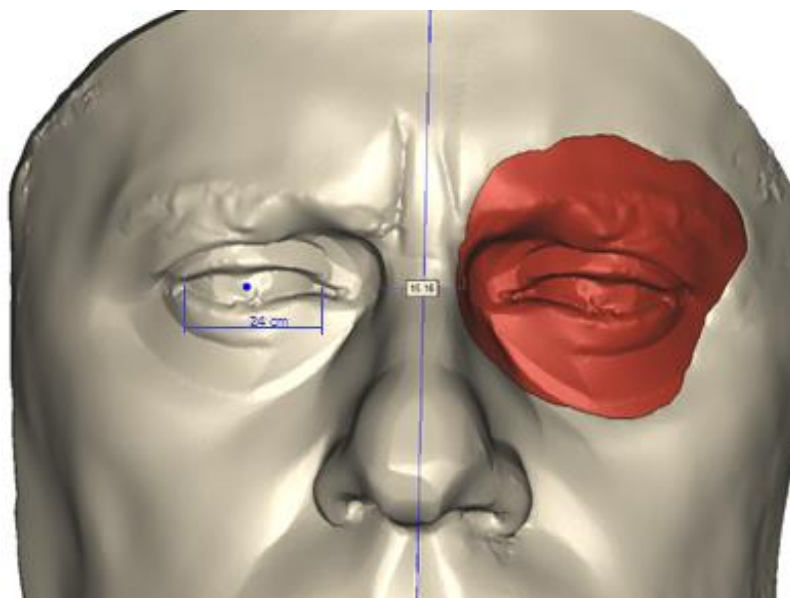


Figura 137 – Medição do diâmetro do globo ocular e encaixe da prótese no modelo virtual

Verificou-se que o diâmetro visível da órbita é de 24 mm. No entanto, este não se encontrava disponível no *stock* do fornecedor; assim, encomendou-se um olho de vidro de 26 mm da KL Glass Eyes (Alemanha), Art. Nr. 900PA, com referência de cor MB03.

O olho adquirido foi marcado com pontos de referência (Figura 138) para possibilitar a montagem tridimensional de imagens de diferentes ângulos de digitalização.



Figura 138 – Olho de vidro da KL Glass Eyes com referências para digitalização (Art. Nr. 900PA, MB03, Alemanha)

O olho foi, então, digitalizado. O modelo possui uma saliência, correspondente à zona da íris, que foi delimitada por uma marcação circular de 12 mm de diâmetro, visível na Figura 139. Esta dimensão corresponde à média do diâmetro da íris de um homem adulto. Foram marcadas circunferências concêntricas à primeira para auxiliar no alinhamento do olho.

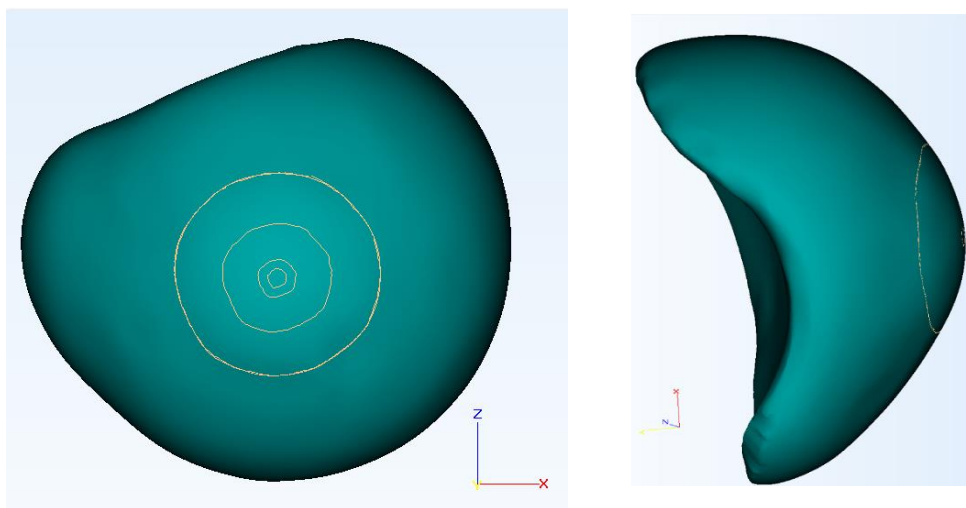


Figura 139 - Modelo tridimensional do olho protésico.

Como se pode ver na Figura 140, foi marcada, na prótese anteriormente projetada, uma circunferência de 12 mm de diâmetro, correspondente à posição da íris. Esta marcação foi posicionada de acordo com a observação visual, de maneira a que o olhar apresentasse um aspeto natural e alinhado.

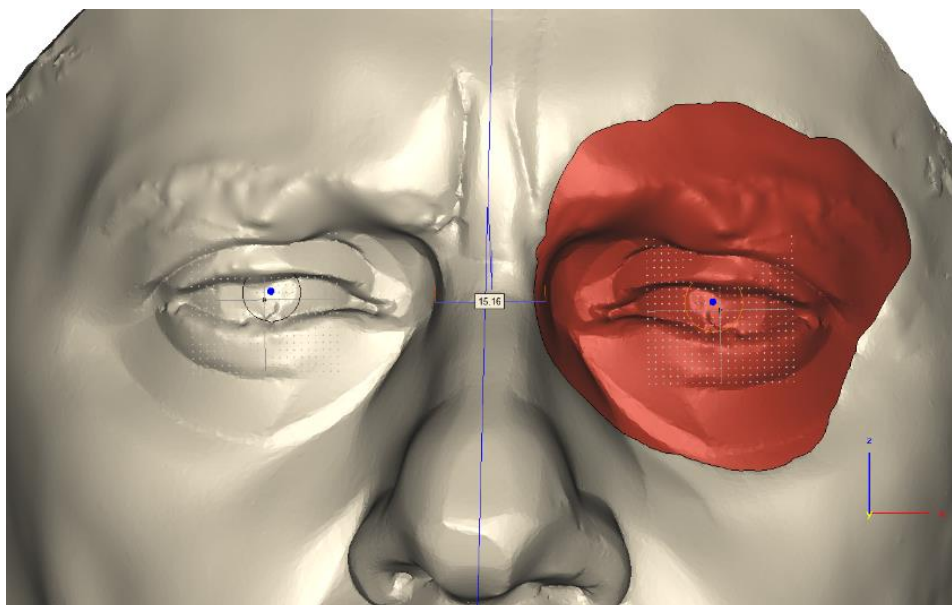


Figura 140 - Marcação e alinhamento da posição da íris na prótese.

O modelo do olho protésico foi, então alinhado com a prótese previamente modelada (Figura 141), utilizando como referência as circunferências marcadas no olho e na prótese.

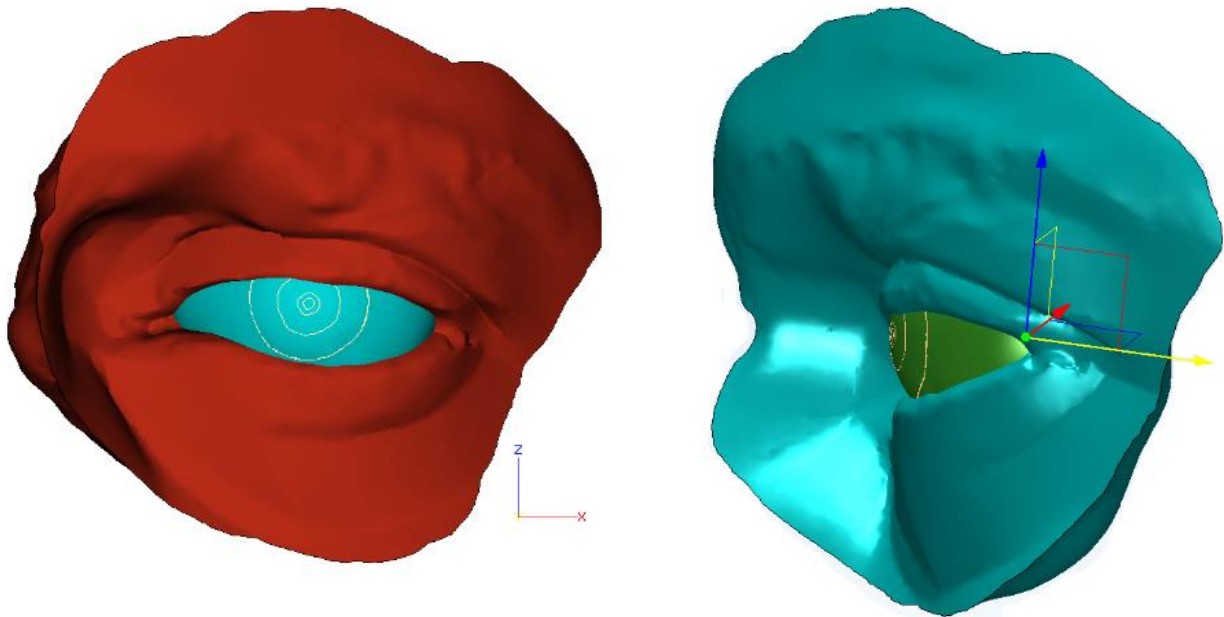


Figura 141 – Alinhamento e desenho do local da íris.

Depois de alinhar o olho protésico, este foi rodado (Figura 142) de forma a garantir que a vascularização do olho protésico se localizaria na zona correta (*Endocanthium*).

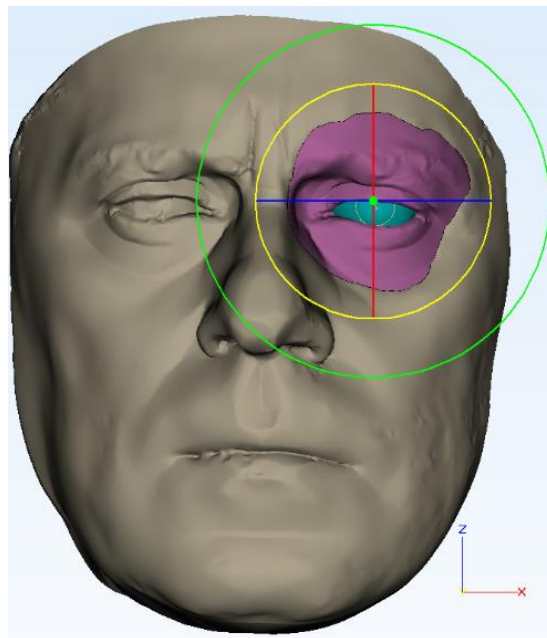


Figura 142 - Ajuste rotacional do olho protésico.

6.4.7. Conceção do molde

Passou-se, então, a conceção do molde da prótese oculopalpebral, com cavidade ocular. O primeiro desafio neste processo foi a impossibilidade de criar o macho para a cavidade ocular, pois o olho encomendado tem dimensões que excedem os limites exteriores da prótese projetada. Isto obriga a um processamento manual da superfície posterior (mais saliente) do olho protésico; este processo não pode ser replicado com precisão no *software*. A única alternativa seria repetir todo o processo de digitalização, modelação e alinhamento para o olho protésico já encurtado, o que implicaria despesas adicionais de tempo e recursos.

Optou-se, então, pelo fabrico de um molde em SL sem a parte que seria responsável pela obtenção da cavidade ocular. Esta cavidade seria obtida pela posterior introdução do olho protésico no molde (servindo de macho), antes do vazamento.

Foi esboçado um projeto para este molde, apresentado na Figura 143.

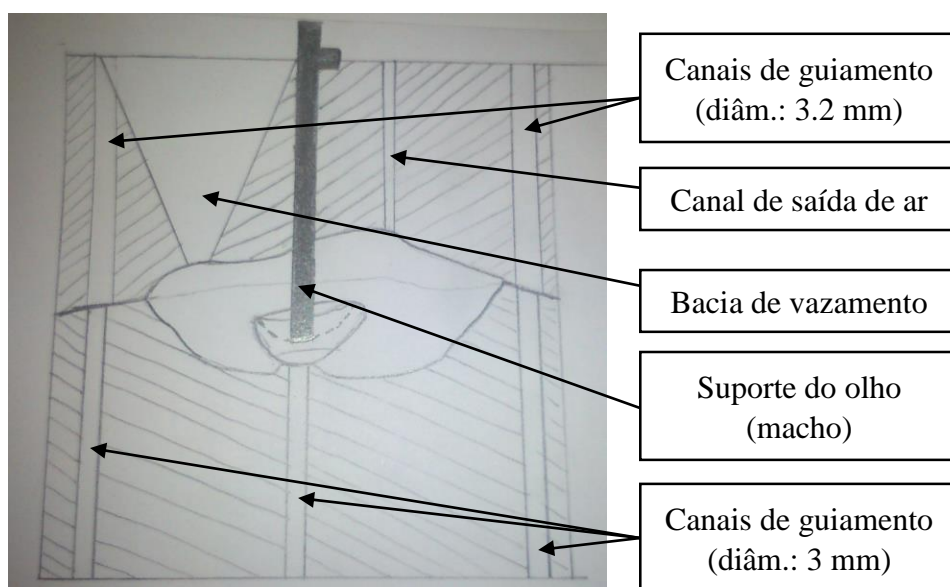


Figura 143 - Esboço do molde para obtenção da prótese oculopalpebral com cavidade ocular.

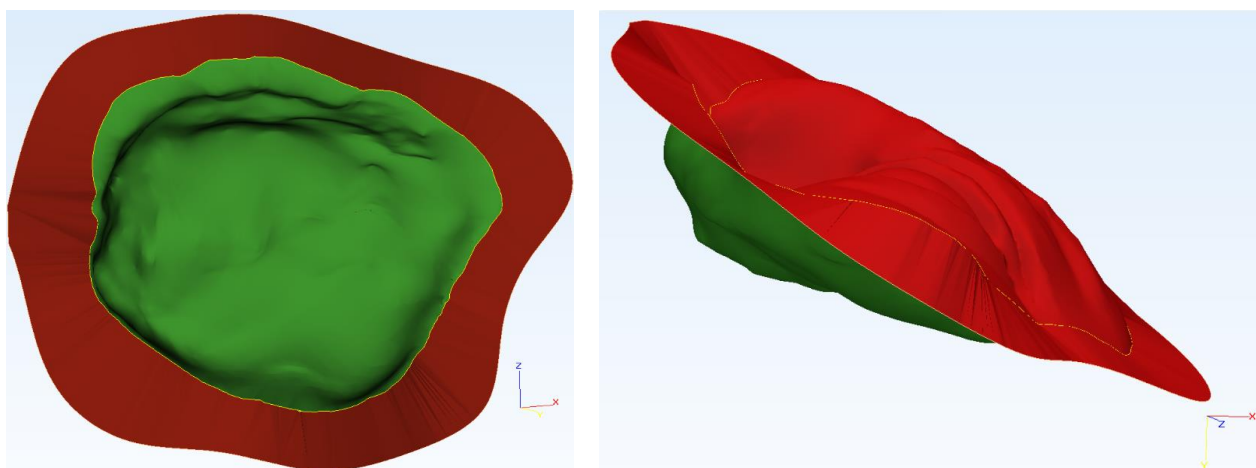


Figura 144 - Criação das superfícies superior e inferior do modelo e linha de apartação.

Para obter este molde por estereolitografia, foi necessário fazer o correto processamento do modelo 3D da prótese oculopalpebral completa, no *software 3-matic*. Este processamento começou pela definição de uma superfície superior e outra inferior, divididas entre si por uma linha, correspondendo à linha de apartação. Foi desenhada uma superfície em torno desta linha, correspondente à superfície de separação entre as duas metades do molde. Este passo do processamento está representado na Figura 144.

Esta superfície foi extrudida segundo duas direções opostas até aos planos delimitadores do molde (superior e inferior) e, finalmente foi retirado o modelo da prótese, por operação booleana de subtração, ao sólido correspondente ao molde, resultando nas duas partes do molde, visíveis nas Figura 145 e Figura 146.

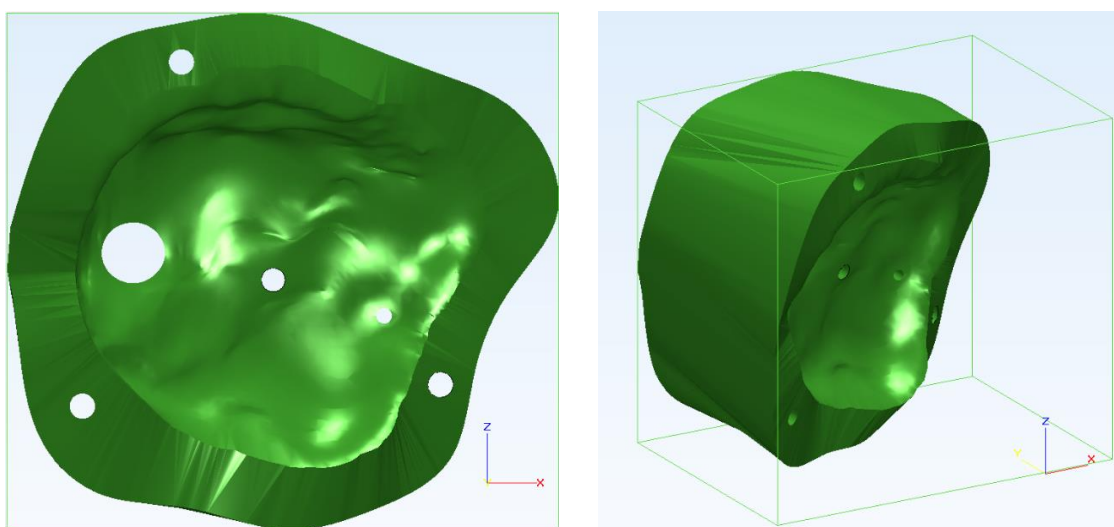


Figura 145 - Molde da prótese oculopalpebral (moldação superior).

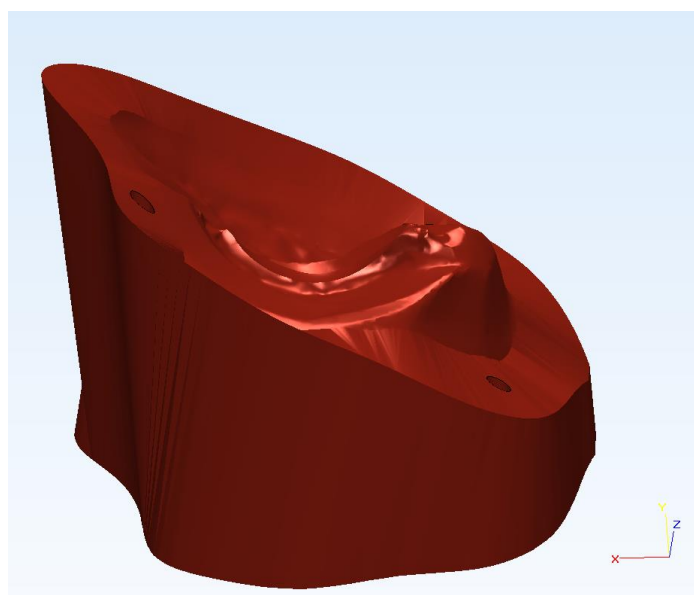


Figura 146 - Molde da prótese oculopalpebral (moldação inferior).

As imagens da Figura 147 permitem visualizar a colocação prevista do olho protésico nas moldações superior (à esquerda) e inferior (à direita).

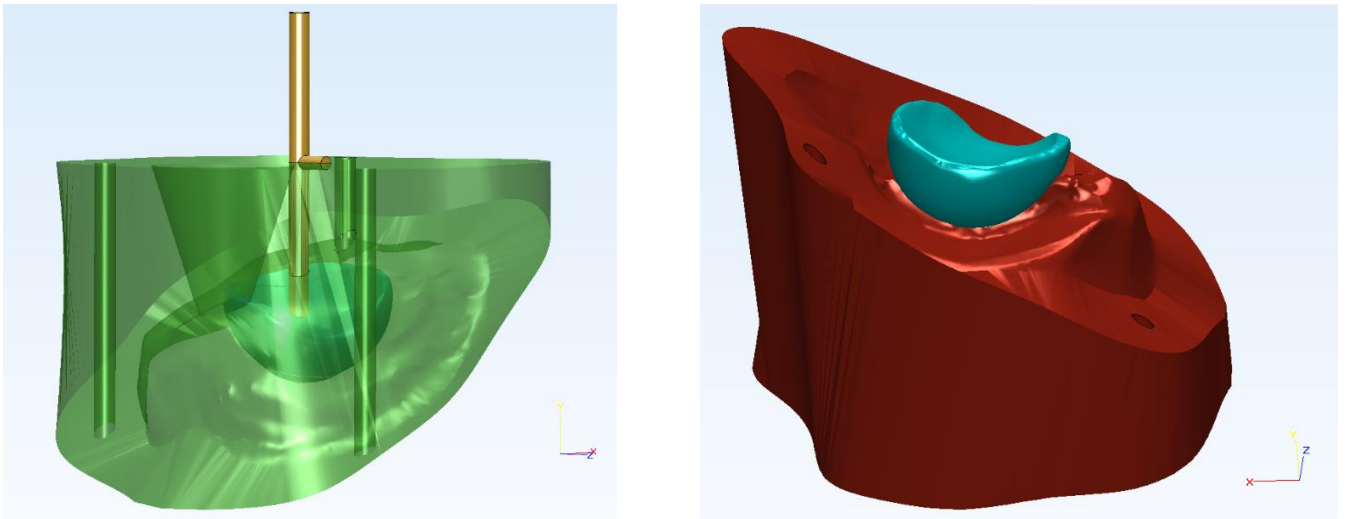


Figura 147 - Posição do olho protésico relativamente ao molde projetado.

A montagem final do modelo 3D do molde projetado está representada na Figura 148.

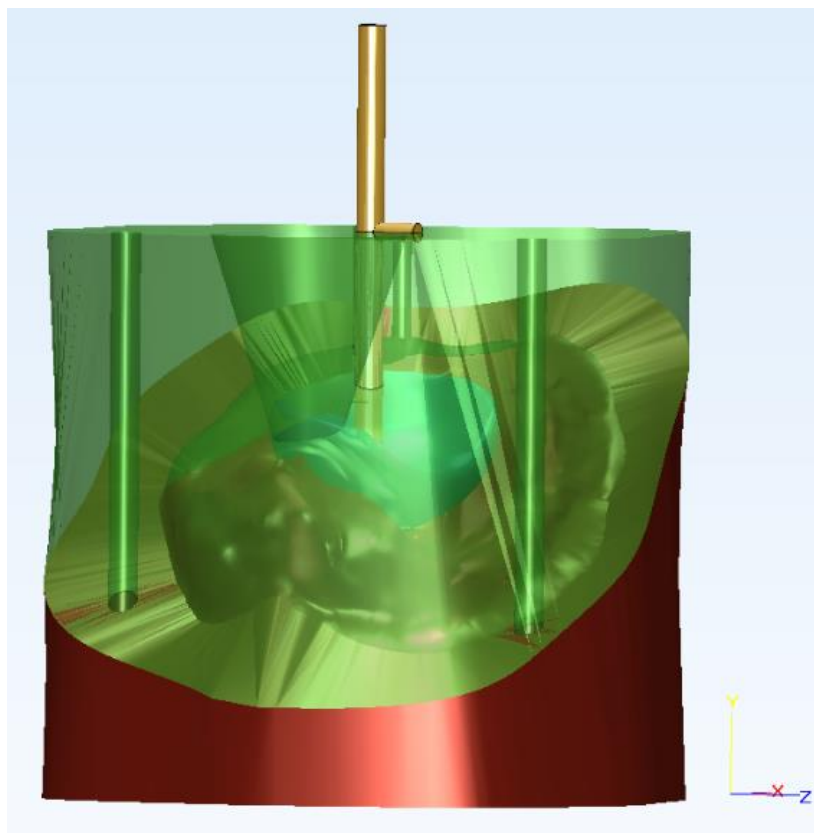


Figura 148 - Montagem completa do molde.

6.4.8. Materialização do molde em estereolitografia

O molde foi fabricado por estereolitografia, de acordo com a metodologia referida anteriormente e está representado na Figura 149. Os guiamentos foram colocados na moldação inferior (Figura 150).

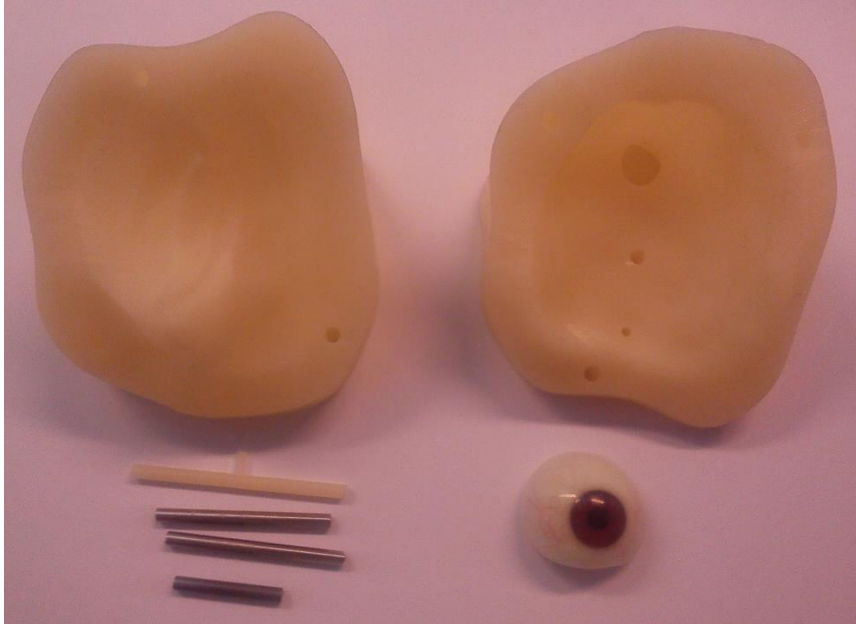


Figura 149 - Molde da prótese oculopalpebral, olho protésico, guiamentos de aço e suporte do olho.

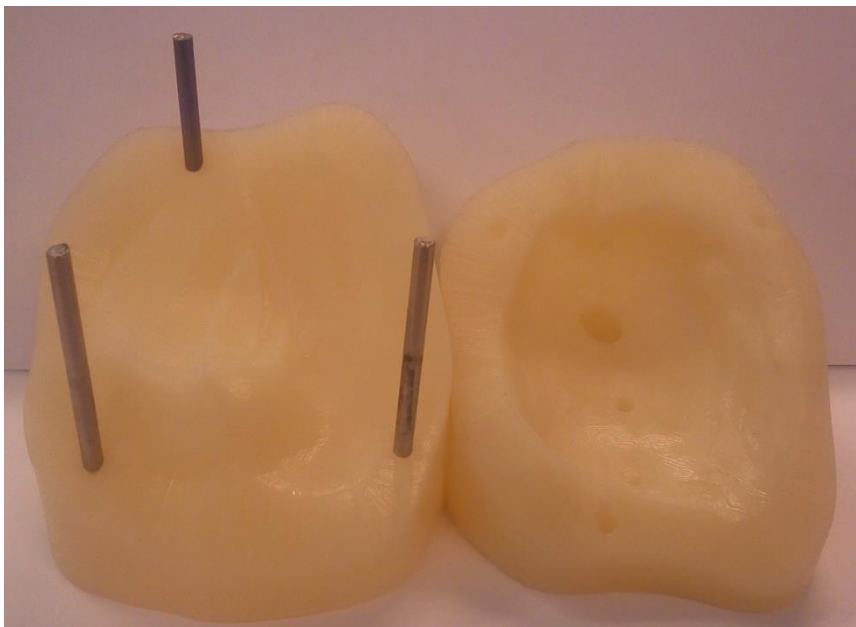


Figura 150 - Moldação inferior com guiamentos e moldação superior.

6.4.9. *Fabrico da prótese oculopalpebral com olho protésico*

O fabrico da prótese oculopalpebral seguiu a mesma metodologia de fabrico das próteses anteriormente fabricadas, excetuando o método de fabrico do molde, já referido. Foi usado o silicone Ecoflex 030 (20,3 g de silicone e 20,3 g de catalizador) e 5 gotas de pigmento. A dureza do silicone foi escolhida de forma a imitar as características de tecido. A prótese obtida está representada na Figura 151.

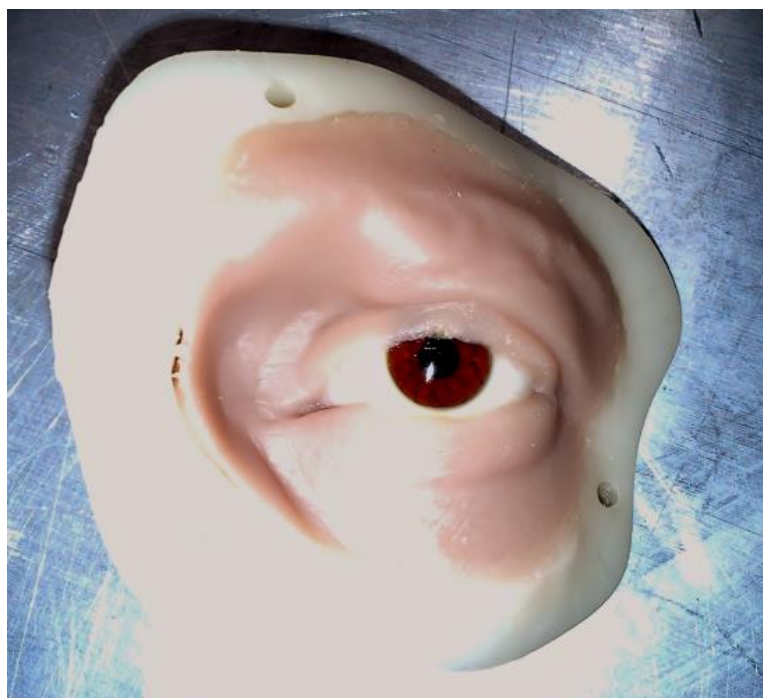


Figura 151 - Prótese oculopalpebral na desmoldação

A elasticidade do silicone permite ligeiros ajustes à posição do olho protésico. Na Figura 152 é possível observar a prótese com e sem o olho protésico.

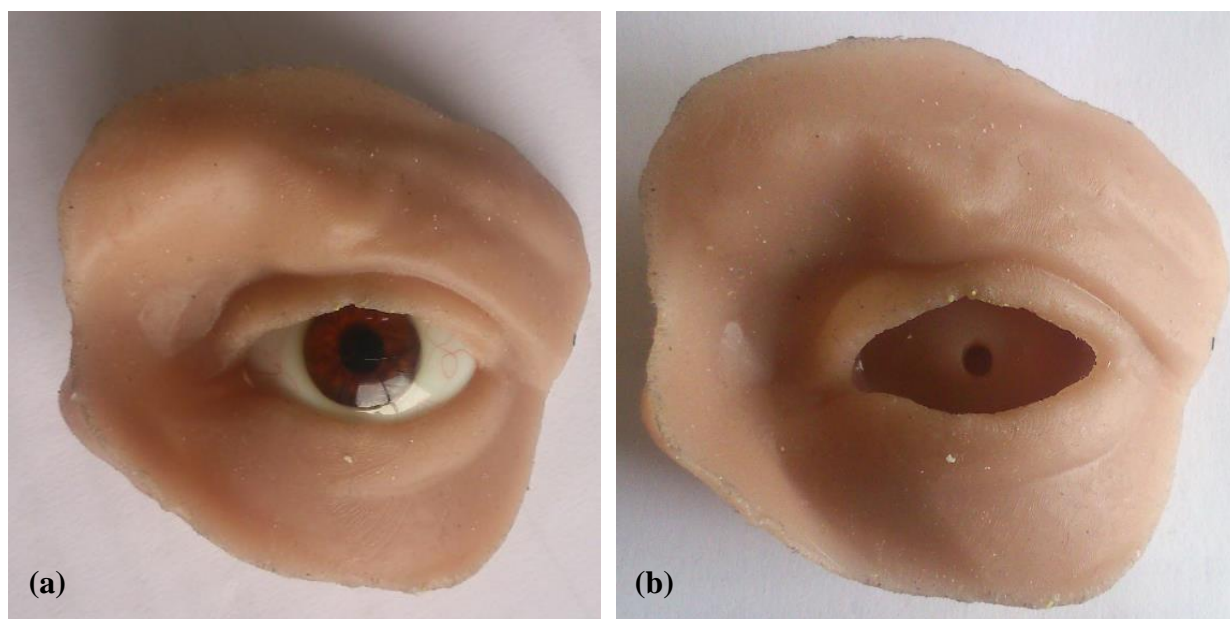


Figura 152 – (a) Prótese oculopalpebral com olho protésico; (b) Prótese oculopalpebral

A prótese oculopalpebral foi então colocada no modelo SL da face do paciente, para testar o encaixe e o resultado estético final (Figura 153).



Figura 153 – Prótese oculopalpebral encaixada no modelo da face do voluntário.

Na Figura 154 encontra-se uma imagem comparativa entre a região oculopalpebral do voluntário e a prótese concebida.



Figura 154 – Comparação entre a região oculopalpebral do voluntário e a prótese concebida

6.4.10. Sistema de retenção

De acordo com o que foi abordado na revisão bibliográfica e com as características desta prótese, o sistema de retenção mais indicado para este caso de estudo é a utilização de adesivo médico. Após uma reunião com médicos especialistas do Hospital de São João, a indicação foi semelhante. Consideram o método dos implantes ósseo-integrados demasiado invasivo e, por isso, deve ser evitado.

6.4.11. Acabamento finais



Os acabamentos finais são um importante processo na conceção de próteses extraorais para torná-las ainda mais realistas. Neste projeto, não foi possível executar a colocação de sobrancelhas e pestanas, bem como a coloração extrínseca para imitar a textura da pele e manchas do rosto, que é realizado por um artista.

6.5. Metodologia desenvolvida

Na Tabela 12 encontra-se um resumo simplificado dos métodos desenvolvidos ao longo deste trabalho, tendo em conta a execução das cinco principais etapas na conceção de uma prótese.

Os diferentes casos tiveram abordagens distintas, devido à diferença anatómica das superfícies. Por isso, cada um dos casos tem uma metodologia proposta: a metodologia digital para próteses de orelha, desenvolvida para o Caso de Estudo I, e a metodologia digital para próteses oculopalpebrais, desenvolvida para o Caso de Estudo II.

Tabela 12 – Resumo geral da metodologia desenvolvida

	Caso de Estudo I	Caso de Estudo II
Aquisição de dados	<i>Lifecasting</i> e Luz Estruturada	Luz Estruturada
Biomodelação	Modelação da prótese	Modelação da prótese e molde
Fabrico do molde	Indireto: modelo SL e moldes em silicone	Direto: modelo CAD e molde SL
Fabrico da prótese	Vazamento de silicone	Vazamento de silicone
Acabamentos	Coloração extrínseca	Olho protésico, pelos e coloração extrínseca
Prótese final (Fotos)	 	

No Caso de Estudo I, a forma complexa da orelha obrigou à realização de uma aquisição de dados “mista” (*Lifecasting* das orelhas e digitalização por luz estruturada dos modelos em resina obtidos), pois não seria possível realizar esta etapa com resultados satisfatórios sem consumir uma grande quantidade de tempo na presença da paciente. Evitou-se, assim o transtorno que seria causado.

Do mesmo modo, as metodologias digitais propostas distinguiram-se fortemente na etapa do fabrico da prótese. A prótese parcial auricular desenvolvida em CAD não permitia a criação direta de moldes (modelação CAD e fabrico SL), pois a existência de contra-saídas impossibilita o uso de um molde rígido, como é o caso daqueles obtidos por estereolitografia.

6.6. Determinação de custos e prazos de entrega

Foi efetuada uma estimativa de tempo e custos do processo de conceção de uma prótese auricular parcial, tendo em conta o projeto apresentado no caso de estudo I deste presente trabalho. De igual forma, foi contabilizado todo o processo em termos de custos e tempo de entrega a um paciente com um defeito orbital.

As estimativas de tempo foram efetuadas supondo que todos os técnicos e engenheiros envolvidos apresentam elevada experiência. Assim, o tempo despendido na realização de algumas tarefas do presente trabalho foi encurtado, como o processo de biomodelação, evitando-se erros e ajustes; também seria poupado o tempo despendido no estudo e desenvolvimento das metodologias adotadas.

É de salientar que esta é uma estimativa e que, como tal, para o cálculo do número aproximado de dias úteis necessários para fabricar uma prótese, partiu-se do pressuposto de que os projetos seriam iniciados no início de um dia útil e não a meio, que cada dia útil tem 8 horas de trabalho e que não seriam efetuadas horas extra.

Para realizar as estimativas, foram contabilizados todos os passos, processos e materiais utilizados e descritos durante todo o trabalho experimental, bem como a mão de obra do pessoal envolvido e utilização de equipamentos. Os orçamentos de utilização dos equipamentos foram efetuados pelos respetivos técnicos.

O custo por hora estimado do uso do equipamento de luz estruturada é de 80€ (técnico e máquina). O custo do fabrico aditivo foi estimado tendo em conta o preço da resina por kg (200€) e o preço de utilização da máquina por período de tempo (40€/h). O custo estimado dos serviços técnicos de um Engenheiro/*software* é de cerca de 50€/h, enquanto que o de um técnico é de 30€/h.

Na Tabela 13 encontra-se a estimativa de custo e de tempo de entrega de próteses auriculares parciais tendo em conta a metodologia desenvolvida no caso de estudo I.

Tabela 13 – Estimativa de custo e prazos de entrega para o Caso de Estudo I

Etapas	Tempo sem o paciente [h]	Tempo com paciente [h]	Custo [€]
Aquisição de dados	Cura da resina: 2 Luz estr.: 1,5	<i>Lifecasting</i> : 1	30 (Técnico <i>lifecasting</i>) 120 (técnico e máquina)
Biomodelação	12 (3- <i>matic</i>)	-	600 (Engenheiro e <i>software</i>)
Fabrico da orelha direita e protótipo da prótese	4 (Estereolitografia) 3 (Cura)	-	160 (Máquina/Técnico)
Fabrico de moldes	1 (Construção da caixa e preparação do silicone) 24 (Cura do silicone) 0,25 (Desmoldação)	-	9 (Silicone e catalizador) 30 (Técnico)
Produção da prótese	0,5 (Preparação do silicone e vazamento) 4 (Cura)	-	15 (Engenheiro) 30 (Silicone e Pigmentos)
Acabamentos	-	1 (Coloração extrínseca)	150 (por um artista)
Total	54,25 (aprox. 5 dias úteis)		1144

Para a estimativa do prazo de entrega ao paciente, em dias, foi efetuado o gráfico de Gantt que se apresenta na Figura 155.

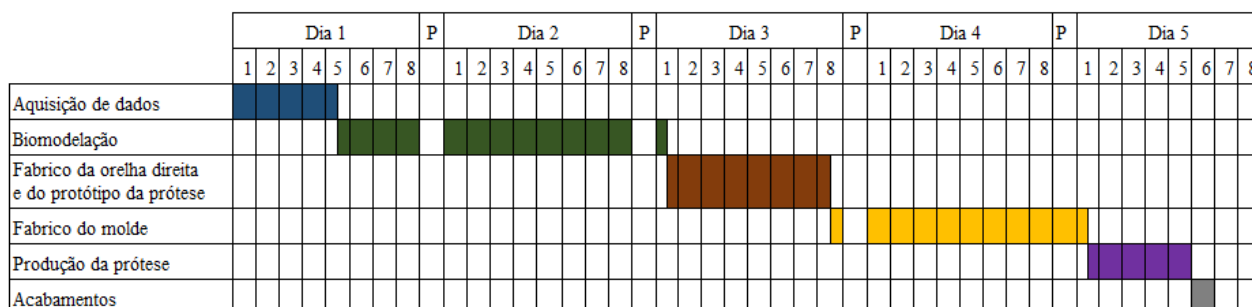


Figura 155 - Diagrama de Gantt para a estimativa de dias úteis necessários à conceção de uma prótese auricular parcial

A estimativa foi repetida para o caso de estudo II, como é verificável na Tabela 14 e na Figura 156.

Tabela 14 - Estimativa de custo e prazos de entrega para o Caso de Estudo II

Etapas	Tempo sem paciente [h]	Tempo com paciente [h]	Custo [€]
Levantamento de forma (face e olho protésico)	-	Preparação do paciente: 0,1 Luz estr.: 1	80 (técnico e máquina)
Biomodelação (prótese e moldes)	8 (3-matic)	-	400 (Engenheiro e software)
Fabrico do modelo da face e do molde (SL)	12 (Estereolitografia) 3 (Cura)	-	480 (Máquina/Técnico)
Produção da prótese	0,5 (Preparação do silicone e vazamento) 4 (Cura)	-	15 (Técnico) 30 (Silicone e Pigmentos)
Acabamentos	1 (Coloração extrínseca) 0,5 (colocação do olho e pelos)	1 (Coloração extrínseca)	225 (por um artista) 80 (olho protésico)
Total	31 (aprox. 3 dias úteis)		1310

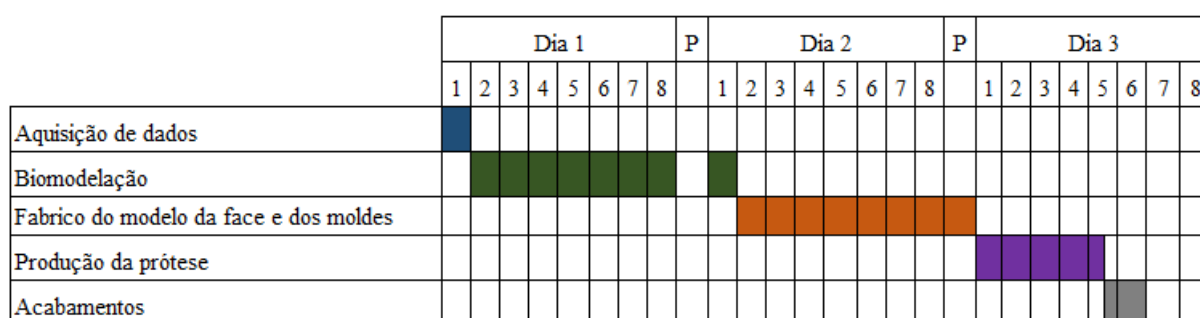


Figura 156 - Diagrama de Gantt para a estimativa de dias úteis necessários à conceção de uma prótese oculopalpebral

Como foi anteriormente referido, as estimativas da Tabela 14 e da Figura 156 refletem os custos e tempos de projeto e conceção resultantes da metodologia proposta. Para efeitos comparativos, efetuou-se as mesmas estimativas para o caso do molde ser realizado em silicone. Isto é possível porque, ao longo do trabalho, ambos os métodos de fabrico do molde, direto e indireto, foram executados.

Assim, na Tabela 15, são comparados o custo e tempo despendido no fabrico dos moldes através dos dois métodos, direto e indireto, incluindo a biomodelação do molde. Para além destes dados numéricos, os dois métodos, foram comparados segundo:

- Versatilidade, ou seja, facilidade em reproduzir formas complexas sem necessitar de machos. Neste caso, o molde de silicone é vantajoso, pois permite desmoldações que seriam impossíveis num molde rígido de resina;
- Estabilidade dimensional: vantagem do método direto igualmente relacionada com a rigidez do molde de resina. Como este não se deforma, os modelos vazados têm as dimensões precisas, independentemente do número de utilizações;
- Facilidade de definir o plano de apartação. No caso do método direto, este é concebido em computador e, por isso, é definido logo no momento da conceção do molde, enquanto no método indireto é definido manualmente, através de um corte que necessita de bastante precisão e experiência.

Tabela 15 - Comparação entre o método direto e indireto de fabrico de moldes

	Método direto	Método indireto
Versatilidade	Reduzida	Elevada
Estabilidade dimensional	Elevada	Reduzida
Plano de apartação	Preconcebido	Necess. de corte
Tempo despendido [h]	15 (fabrico) + 1 (biomodelação)	5 (fabrico do protótipo em SL) + 25.25 (fabrico e cura do molde)
Custo estimado [€]	480	239

7. Conclusões

A obtenção de uma prótese extraoral de qualidade com o mínimo desconforto e *stress* para o paciente permanece um desafio atual, após vários estudos realizados nesta área na última década. Este trabalho propõe uma metodologia que permita responder a esse desafio, para dois casos distintos: um de uma deformidade congénita na orelha e outro de uma exenteração ocular.

No primeiro caso (Caso de Estudo I), a digitalização das orelhas da paciente foi realizada de forma mista: através de *Lifecasting*, impressão de modelos em resina e digitalização por luz estruturada. A forma complexa das orelhas implicaria que a paciente necessitava de ser marcada com pontos de referência (em ambas as orelhas) e ser submetida a várias capturas de diferentes ângulos até se conseguir chegar a uma montagem 3D satisfatória dos dados. Assim, realizando apenas uma sessão de *Lifecasting* às orelhas, garantiu-se uma aquisição de dados de qualidade sem causar demasiado transtorno à paciente. Foram criados modelos em resina das orelhas que foram então digitalizados por luz estruturada com maior facilidade.

A biomodelação da prótese da orelha permite a obtenção de um resultado realista e simétrico, em comparação com o método convencional, onde a prótese seria esculpida por um artista, obrigando o paciente a permanecer várias horas no seu *atelier* para observação e ajustes. A biomodelação realizada neste caso de estudo sofreu atrasos devido à falta da experiência da autora; estes atrasos camuflaram uma das vantagens deste processo: a sua rapidez. Para além disso, a biomodelação permite a realização de várias hipóteses digitais para a prótese a fabricar e a sua comparação, para chegar ao resultado ideal sem ter que produzir vários protótipos.

Neste caso de estudo, os moldes foram fabricados em silicone, utilizando um modelo SL da prótese como positivo. Este processo foi mais demorado e complexo do que o adotado no Caso de Estudo II, no qual os moldes foram obtidos diretamente por SL, depois de modelados em computador.

Resultaram, do Caso de Estudo II, várias conclusões e comparações com o primeiro caso de estudo. Em primeiro lugar, conclui-se é produção de uma prótese oculopalpebral é consideravelmente mais simples do que a de uma prótese auricular parcial. Isto deve-se a vários fatores determinantes: a aquisição de dados é muito mais simples e rápida, a inexperiência da autora foi muito mais relevante no primeiro caso do que no caso da prótese oculopalpebral e a própria abordagem ao caso da prótese auricular parcial é mais complexa, devido às várias possibilidades de resolução, que implicaram a modelação de várias hipóteses e mesmo ao fabrico de vários modelos em estereolitografia.

O método de fabrico dos moldes foi um fator preponderante. Analisando comparativamente os dois casos de estudo, conclui-se que método adotado no Caso de Estudo II (fabrico direto dos moldes em SL) permitiu reduzir significativamente o tempo de fabrico. No que a isto diz respeito, a diferença é considerável: o Caso de Estudo I tem um tempo de conclusão estimado de 5 dias úteis, enquanto essa estimativa é de 3 dias úteis para o caso de Estudo II. Apesar da clara importância da complexidade superior do primeiro caso, verificou-se que o método de fabrico direto dos moldes permitiu, só por si, encurtar o espaço de tempo entre o final da biomodelação e o início da fase de acabamentos de 2 dias úteis e 4 horas para 1 dia e 3 horas, aproximadamente.

O método direto permite também obter moldes com elevada estabilidade e resistência quando comparado com os moldes de silicone, o que resulta em vazamentos com resultados

mais fiáveis, especialmente em zonas de espessura muito reduzida. O método indireto de produção do molde tem a desvantagem adicional da necessidade de efetuar o corte manual do plano de apartação, que é uma operação de difícil execução.

No entanto, o método de fabrico direto do molde pode dificultar a obtenção de formas muito complexas, pelo que a sua adoção no Caso de Estudo I apresentaria, provavelmente, muitos problemas.

Em termos de custo, a metodologia desenvolvida é consideravelmente mais barata no Caso de Estudo I do que no Caso de Estudo II. Neste aspeto, o fator diferenciador foi a utilização da Estereolitografia. As grandes dimensões do modelo da face do voluntário obrigaram a um processo demorado e, por isso, dispendioso na máquina SL.

Concluiu-se também que o uso de imagens TAC para a reconstrução 3D do modelo digital é, salvo raras exceções, inviável, devido à sua falta de qualidade comparativamente com a digitalização por luz estruturada.

Uma grande vantagem do método digital é a possibilidade de se fabricar modelos dos defeitos para avaliar os encaixes das próteses.

A desvantagem deste método é o “efeito de escada” com que resultam as peças finais, devido ao fabrico por SL. A experiência do operador da máquina é importante para reduzir este problema, pois deve considerar a melhor orientação da peça de forma a reduzir o “efeito de escada” e melhorar a resolução da superfície dos moldes.

Depois da finalização da prótese, o paciente deve deslocar-se ao local de fabrico para experimentar a prótese proposta e dar a sua opinião sobre a aparência estética, sistema de retenção e conforto durante o uso e remoção. Neste trabalho, não foi possível obter essa opinião, apesar das tentativas de contacto.

Com a realização deste trabalho, foi possível concluir que o projeto e fabrico de uma prótese oculopalpebral no INEGI é viável, pois existem recursos adequados.

8. Trabalhos Futuros

Em trabalhos futuros, deverá ser retomado o Caso de Estudo I (prótese auricular parcial), através do teste de encaixe da prótese na paciente e da contratação dos serviços de um artista para proceder à coloração extrínseca.

Os acabamentos também seriam necessários na prótese oculopalpebral obtida no Caso de Estudo II; a colocação de sobrancelhas, pestanas e a coloração extrínseca confeririam à prótese obtida um aspeto muito mais natural e próximo do desejado.

Seria igualmente interessante uma comparação entre a metodologia desenvolvida neste trabalho e uma outra, na qual a prótese sem silicone fosse fabricada diretamente numa impressora 3D a cores própria para esse fim. Essa tecnologia de impressão permite eliminar a etapa de fabrico do molde, o que resulta, teoricamente, numa redução muito significativa da duração do processo produtivo da prótese.

Depois de contactar o pessoal médico do ramo da oftalmologia e cirurgia da Unidade Hospitalar de São João, no Porto, concluiu-se que existe bastante interesse neste projeto. Existem, em média, 10 casos anuais de exenterações efetuadas naquele hospital e o interesse dos pacientes em próteses faciais é considerável; alguns deslocam-se mesmo a França e a Itália para recorrer ao serviço de anaplastologistas. Por isso, o desenvolvimento da metodologia proposta neste trabalho deve ser retomado em trabalhos futuros já que, para além da eficácia e rapidez comprovadas, existe procura para este tipo de próteses.

9. Referências

- Artec 3D scanners. 2014. "Hardware". Acedido a março de 2014. <http://www.artec3d.com/hardware/artec-spider/>.
- Additive Manufacturing. 2014. "What is Additive Manufacturing". Acedido a junho de 2014. <http://additivemanufacturing.com/basics/>.
- Aviz, Daniel de. 2010. "Estudo da Técnica de Engenharia Reversa para Construção de Geometrias Complexas Focando Erros de Forma e Métodos de Digitalização Geométrica", Engenharia Mecânica, Instituto Superior de Tupy.
- Baino, Francesco, Sergio Perero, Monica Ferraris, Marta Miola, Cristina Balagna, Enrica Verné, Chiara Vitale-Brovarone, Andrea Coggiola e Daniela Dolcino. 2014. "Biomaterials for orbital implants and ocular prostheses: Overview and future prospects." *Acta Materialia Inc.* no. 10:1064-1087.
- Benz, M., J. Hartmann, T. Maier, E. Nkenke, K. Veit, A. Stellzig-Eisenhauer, F. W. Neukam e G. Häusler. 2014. Optical 3d-metrology for medical applications.
- Bibb, Richard. 2006. *Medical Modelling: The application of advanced design and development techniques in medicine*. 1ª ed. Cambridge: Woodhead Publishing
- Caroline, Alexander. 2007. "Faces of War". Acedido a junho de 2014. <http://www.smithsonianmag.com/history/faces-of-war-145799854/?all&no-ist>.
- Sunnybrook Health Sciences Centre. 2014. "Type of Prosthetics". Acedido a janeiro de 2014. <http://sunnybrook.ca/content/?page=craniofacial-types-prosthetics-ear-eye-nose-face>.
- D'Apuzzo, Nicola. 2006. "Overview of 3D surface digitization technologies en Europe." *Three-Dimensional Image Capture and Applications* no. 6056 (VI).
- Davis, J. R. 2003. *Handbook of Materials for Medical Devices*. ASM International.
- Elachhab, Ilham. 2014. "The Role of a Maxillo-Facial Prosthetist". Acedido a janeiro de 2014. http://www.gustaveroussy.fr/doc/soins/prothesiste-ilham/rehab_maxillo-facial.pdf.
- Factor II Incorporated. 2014. "ML2-S, Magnet Lip, (Midi) "S" Range". Acedido a janeiro de 2014. http://www.factor2.com/product_p/ml2-s.htm.
- Flaherty, Joseph. 2013. "Look at These Crazy Realistic 3-D Printed Noses and Ears". Acedido a junho de 2014. <http://www.wired.com/2013/11/dont-like-your-face-3-d-print-a-new-one/#slideid-325851>.
- França, Eduardo, Alfredo Pereira Junior, Adenilda Honório, Fábio Furlan e Carlos Ferrari. 2010. "Semelhança de Alimentos Funcionais e Biomateriais com Relação à Tolerância Imunológica." *Revista Simbio-Logias* no. 3 (4):118-134.
- Giannatsis, J. e V. Dedoussis. 2007. "Additive fabrication technologies applied to medicine and health care: a review." *Int J Advanced Manufacturing Technologies* (40):116-127.
- Global Sources. 2014. "False Eyebrows, Made of Human Hair (...)". Acedido a junho de 2014. <http://everflourishing.manufacturer.globalsources.com/si/6008801442834/pdtl/False-eyelash/1047910827/False-Eyebrows.htm>.
- GOM Optical Measuring Techniques. 2014. "ATOS Triple Scan - Revolutionary scanning technique". Acedido a março de 2014. <http://www.gom.com/metrology-systems/system-overview/atos-triple-scan.html>.
- Hungerford, Elizabeth, Mark W. Beatty, David B. Marx, Bobby Simetich e Alvin G. Wee. 2013. "Coverage error of commercial skin pigments as compared to human facial skin tones." *Journal of Dentistry* (41):986-991.
- Janssens, Michel e Jules Poukens. 2007. "Rapid Technologies in medicine: what can, can't be done and why". Acedido a maio de 2014. http://www.rm-platform.com/index2.php?option=com_docman&task=doc_view&gid=531&Itemid=1.

- Karakoca, Secil, Cemal Aydir, Handan Yilmaz e Bilge Turhan Bal. 2010. "Retrospective study of treatment outcomes with implant-retained extraoral prostheses: Survival rates and prosthetic complications." *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Turkey no. 103:118-126.
- Kleinberg, Krista F. 2008. "Facial Antropometry as an evidential tool forensic image comparison", Division of Cancer Sciences and Molecular Pathology, University of Glasgow.
- Koutny, Danielm, David Palousek, T. Koutecky, A. Zatocilova, Jiri. Rosicky e M. Janda. 2012. "3D Digitalization of the Human Body for Use in Orthotics and Prosthetics." *World Academy of Science, Engineering and Technology* no. 6:1487-1494.
- Leal, Nuno. 2011. "Desenvolvimento do Processo de Fabrico de Próteses Humanas em Silicone para Substituição de Órgãos em Tecidos Moles", Engenharia Mecânica, Universidade do Porto.
- Lemon, James C. , Sudarat Kiat-amnuay, Lawrence Gettleman, Jack W. Martin e Mark S. Chambers. 2005. "Facial Prosthetic Rehabilitation: presprothetic surgical techniques and biomaterials." *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* no. 13:255-262.
- Lima, Cristina. 2014. Polímeros e Materiais Poliméricos. <http://educa.fc.up.pt/ficheiros/noticias/69/documentos/108/Manual%20Pol%20Almeros%20e%20Materiais%20polimericos%20NV.pdf>.
- Lino, F. Jorge e Rui J Neto. 2013. A Prototipagem Rápida na Indústria Nacional. <http://paginas.fe.up.pt/~falves/Prototipagem.pdf>.
- Lino, Jorge, Fernando Braga, Manuel Simão e Neto, Rui Duarte, Teresa. 2001. *Protoclick - Prototipagem Rápida*. Engebook.
- Macossay, J. e E. S. Wilks. 2014. "Nota de Nomenclatura Macromolecular Nº 18: SRUs: Siguiendo las Reglas". Acedido a janeiro de 2014. <http://www.polyacs.org/uploaded/files/mnn18sp.pdf>.
- Mahajan, Harsh e Kshitij Gupta. 2012. "Maxillofacial Prosthetic Materials: A Literature Review." *Journal of Orofacial Research* no. 2 (2):87-90.
- Manner, Albert L. 2003. "A Pocket Guide to the Ear". Acedido a dezembro de 2013. <http://ebooks.thieme.com/product/pocket-guide-to-ear>.
- Materialise. 2014a. "3-matic". Acedido a junho de 2014. <http://biomedical.materialise.com/3-matic>.
- Materialise. 2014b. "Mimics". Acedido a dezembro de 2013. <http://biomedical.materialise.com/mimics>.
- Medical Art Resources Incorporated. 2013. "Prosthetic Restoration of the finger/toe". Acedido a dezembro de 2013. <http://www.medicalartresources.com/services-directory/finger-toe-2/>.
- Materialise. 2014. "Prosthetic Restoration of the face". Acedido a junho de 2014. <http://www.medicalartresources.com/services-directory/facial-prosthetics/our-process/>.
- Moldes Fáciles. 2010. "Un molde de una cabeza entera con alginato". Acedido a fevereiro de 2014. <http://motllesfacils.blogspot.pt/2010/10/un-moldes-de-una-cabeza-con-alginato.html>.
- Montgomery, Patricia C. e Sudarat Kiat-Amnuay. 2010. "Survey of Curretly Used Materials for Fabrication of Extraoral Maxillofacial Prostheses in North America, Europe, Asia and Australia." *Journal of Prosthodontics* no. 19:482-490.
- Oliveira, Inês, Nuno Leal, Pedro Silva, A. da Costa Ferreira, Rui Neto, Jorge Lino e Ana Reis. 2012. Advanced Engineering Tools for Design and Fabrication of a Custom Nasal Prosthesis. Em *10th Int. Conference on Numerical Analysis and Applied Mathematics*. Kos, Greece.
- Oshida, Yoshiki. 2006. *Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials*. Elsevier.

- Paço, João. 2014. "Otites na Prática Clínica: Guia de Diagnóstico e Tratamento". Acedido a abril de 2014. <http://repositorio.hff.min-saude.pt/bitstream/10400.10/888/1/Livro%20Otites%20na%20Pratica%20Clinica.pdf>.
- Palousek, David, Jiri Rosicky e Daniel Koutny. 2013. "Use of digital technologies for nasal prosthesis manufacturing." *Prosthetics and Orthotics International* no. 0 (0):1-5. <http://poi.sagepub.com/content/early/2013/06/10/0309364613489333.abstract>. doi: 10.1177/0309364613489333.
- Pekkan, G., S.H. Tuna e F. Oghan. 2011. "Extraoral Prostheses using extraoral implants." *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery* no. 40:378-383.
- Prosthetics Graphica Medica LLC. 2014. "Nose (Nasal) Gallery". Acedido a janeiro de 2014. <http://www.graphicamedica.com/nose-gallery-1.html>.
- Ratner, Buddy D., Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen e Jack E. Lemons. 1996. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*. Academic Press.
- Medical Art Resources Incorporated. 2014. "Prosthetic Restoration of the ear". Acedido a janeiro de 2014. www.medicalartresources.com/services-directory/ear-microtia/how-an-ear-prosthesis-is-secured/#.
- Sánchez-García, Judith A., Alejandra Ortega, Federico H. Barceló-Santana e Joaquin Palacios-Alquisira. 2010. "Preparation of an Adhesive in Emulsion for Maxillofacial Prosthetic." *International Journal of Molecular Science* no. 10 (11):3906-3921.
- Seignemartin, Crystianne Pacheco. 2007. "Os Fatores Responsáveis pelas Reações Teciduais ao Redor dos Implantes Craniofaciais, Extra-Orais", Universidade de São Paulo.
- Siemens. 2014. Acedido a maio de 2014. http://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@mri/documents/image/mdaw/mtc3/~edisp/mri-magnetom-aera-clinical-head-00130279/~renditions/mri-magnetom-aera-clinical-head-00130279~8.jpg.
- Silva, Fábio Pinto da. 2006. "O uso da digitalização tridimensional a laser no desenvolvimento e caracterização de texturas aplicadas ao design de produtos." *Universidade Federal do Rio Grande do Sul* no. Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia. <http://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/10388/000597347.pdf?sequence=1>.
- Sirinterlikci, Arif. 2012. "AC 2012-3022: Teaching Biomedical Engineering Design Process and Development Tools to Manufacturing Students". Acedido a junho de 2014. www.asee.org/public/conferences/8/papers/3022/download.
- Stringer, D.A. 1994. *Linear polydimethylsiloxanes: (viscosity 10-10,000 centistokes) : CAS*. European Centre for Ecotoxicology and Toxicology of Chemicals.
- Thomas, Keith F. 2006. "The Art of Clinical Anaplastology". Acedido a fevereiro de 2014.
- Vasconcelos, P., F. Jorge Lino e Rui J. Neto. 2001. "'O Fabrico Rápido de Ferramentas ao Serviço da Engenharia Concorrente'". Acedido a Junho de 2014. <http://paginas.fe.up.pt/~falves/arttecnometal.pdf>.
- Xiao, Kaida e Faraedon Zardawi. 2013. "Developing a 3D colour image reproduction system for additive manufacturing of facial prostheses." *Int J Advanced Manufacturing Technologies* (70):2043-2049.
- Yunpen, Bi, Wu Shuyi, Zhao Yimin e Bai Shizhu. 2013. "A new method for fabricating orbital prosthesis with a CAD/CAM negative mold." *The journal of Prosthetic Dentistry, China* no. 110:424-428.
- Zardawi, Faraedon M. M. 2012. "Characterisation of Implant Supported Soft Tissue Prostheses Produced with 3D Colour Printing Technology", School of Clinical Dentistry The University Of Sheffield.

ANEXO A: Ficha técnica dos silicones Dragon Skin® da Smooth-On

Dragon Skin® Series

Addition Cure Silicone Rubber Compounds


www.smooth-on.com

PRODUCT OVERVIEW

Dragon Skin® silicones are high performance platinum cure liquid silicone compounds that are used for a variety of applications ranging from creating skin effects and other movie special effects to making production molds for casting a variety of materials. Because of the **superior physical properties** and flexibility of Dragon Skin® rubbers, they are also used for medical prosthetics and cushioning applications. Dragon Skin® rubbers are also used for a variety of industrial applications and have a service temperature range of a constant -70°F to +400°F (-21°C to +205°C).

Great for Making Molds for a Variety of Applications - Available in Shore 10A, 20A and 30A, Dragon Skin® silicones can be used to make exceptionally strong and tear resistant molds for casting plaster, wax, concrete, resins and other materials.

Time Tested, Versatile Special Effects Material - Soft, super-strong and stretchy, Dragon Skin® 10 (Very Fast, Fast, Medium and Slow speeds) is used around the world to make spectacular skin and creature effects. An infinite number of color effects can be achieved by adding Silc Pig® silicone pigments or Cast Magic® effects powders. Cured rubber can also be painted with the Psycho Paint® system.

Easy To Use - Dragon Skin® silicones are mixed 1A:1B by weight or volume. Liquid rubber can be thinned with Silicone Thinner® or thickened with THI-VEX®. Rubber cures at room temperature (73°F/23°C) with negligible shrinkage. **Vacuum degassing is recommended to minimize air bubbles in cured rubber.**

TECHNICAL OVERVIEW

	Mixed Viscosity (ASTM D-2393)	Specific Gravity (g/cc) (ASTM D-1475)	Specific Volume (cu. in./lb.) (ASTM D-1475)	Pot Life (ASTM D-2471)	Cure Time	Shore A Hardness (ASTM D-2240)	Tensile Strength (ASTM D-412)	100% Modulus (ASTM D-412)	Elongation at Break % (ASTM D-412)	Die B Tear Strength (ASTM D-624)	Shrinkage (in./in.) (ASTM D-2566)
Dragon Skin® 10 Very Fast	23,000 cps	1.07	25.8	4 min.	30 min.	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin® 10 Fast	23,000 cps	1.07	25.8	8 min.	75 min.	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin® 10 Medium	23,000 cps	1.07	25.8	20 min.	5 hours	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin® 10 Slow	23,000 cps	1.07	25.8	45 min.	7 hours	10A	475 psi	22 psi	1000%	102 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin® 20	20,000 cps	1.08	25.6	25 min.	4 hours	20A	550 psi	49 psi	620%	120 pli	< .001 in./in.
Dragon Skin® 30	30,000 cps	1.08	25.7	45 min.	16 hours	30A	500 psi	86 psi	364%	108 pli	< .001 in./in.

Mix Ratio: 1A:1B by volume or weight
Color: Translucent

Useful Temperature Range: -65°F to +450°F (-53°C to +232°C)
Dielectric Strength (ASTM D-147-97a): >350 volts/mil

*All values measured after 7 days at 73°F/23°C

PROCESSING RECOMMENDATIONS

PREPARATION... Safety - Use in a properly ventilated area ("room size" ventilation). Wear safety glasses, long sleeves and rubber gloves to minimize contamination risk. Wear vinyl gloves only. Latex gloves will inhibit the cure of the rubber.

Store and use material at room temperature (73°F/23°C). Warmer temperatures will drastically reduce working time and cure time. Storing material at warmer temperatures will also reduce the usable shelf life of unused material. These products have a limited shelf life and should be used as soon as possible.

Cure Inhibition - Addition-cure silicone rubber may be inhibited by certain contaminants in or on the pattern to be molded resulting in tackiness at the pattern interface or a total lack of cure throughout the mold. Latex, tin-cure silicone, sulfur clays, certain wood surfaces, newly cast polyester, epoxy or urethane rubber may cause inhibition. If compatibility between the rubber and the surface is a concern, a small-scale test is recommended. Apply a small amount of rubber onto a non-critical area of the pattern. Inhibition has occurred if the rubber is gummy or uncured after the recommended cure time has passed.

Because no two applications are quite the same, a small test application to determine suitability for your project is recommended if performance of this material is in question.

ANEXO B: Ficha técnica da ATOS III Triple Scan

Technical Data

ATOS Triple Scan is available in two turn-key variations; ATOS II Triple Scan with two 5 megapixel cameras and ATOS III Triple Scan with two 8 megapixel cameras. The complete ATOS Triple Scan package includes the sensor head, image processing computer and ATOS Professional Software.

Sensor Configurations

	ATOS II Triple Scan	ATOS III Triple Scan
Camera Pixels	2 x 5 000 000	2 x 8 000 000
Measuring Area	38mm ² up to 1500mm ²	38mm ² up to 2000mm ²
Point Spacing	0.02mm - 0.62mm	0.01mm - 0.61mm
Measured points per scan	5 million points	8 million points
Operating Temperature	5 - 40°C, non condensing	5 - 40°C, non condensing

ATOS Technology Features

Triple Scan	Easy scanning of shiny or dark surfaces and complex parts
Blue Light Technology	Scanning independent of environmental lighting conditions
Automation Level 1	Rotation tables, linear units, tilt and swivel units
Automation Level 2	Robots
Fast Scanning Mode	Yes
GOM Touch Probe compatible	Yes
Sensor Controller	Internal

Computer Hardware

High-End PC	Yes
Notebook operation	Yes, for increased mobility
Variable Workstation	Standing and sitting working heights
Power Supply	90 - 230V AC
Cable Length to ATOS	Light weight cables up to 30m

ATOS Professional Software

Data Capture	From ATOS 3D Digitizer
CAD Import	CATIA V4, CATIA V5, PRO/E, NX Unigraphics, IGES, STEP, JT-Open, Parasolid, ...
Measurement plan import	ASCII, CSV, FTA, ...
Mesh Processing	Polygon mesh generation, smoothing, thinning, hole filling, ...
3D Analysis	CAD comparison, GD&T analysis, primitive generation, ...
2D Analysis	2D section-based analysis
Multiple Part Analysis	Standard, without scripting using Teaching by Doing
Reporting	First article inspection, tables (e.g. VDA), free definable report templates, ...

ANEXO C: Informações técnicas da Viper™ SLA® System

Viper™ SLA® system

TECHNICAL DATA

Laser	
Type	Solid state Nd:YVO ₄
Wavelength	354.7 nm
Power at vat	100 mW available
Laser Warranty	7500 hours or 12 months (whichever comes first)
Recoating System	
Process	Zephyr™ recoating system
Build layer capability*	Minimum — 0.02 mm (0.001 in); Typical — 0.10 mm (0.004 in)
Optical & Scanning	
Beam (diameter @ 1/e ²)	Standard mode — 0.250 ± 0.025 mm (0.010 ± 0.001 in) HR mode — 0.075 ± 0.015 mm (0.0030 ± 0.0005 in)
Elevator	
Vertical resolution	0.0025 mm (0.0001 in)
Position repeatability	0.0076 mm (0.0003 in)
Maximum part weight	9.1 kg (20 lb)
Typical velocity during part building	5 mm/sec (0.2 in/sec)
Vat Capacity**	
Volume	32.21 L (8.5 U.S. gal)
Maximum build envelope (standard mode)	250 x 250 x 250 mm (10 x 10 x 10 in) (XYZ)
Maximum build envelope (HR mode)	125 x 125 x 250 mm (5 x 5 x 10 in) (XYZ)
Interchangeable vat	Yes
System Controller & Software	
Control software	Buildstation™ software
Operating system	Windows NT (4.0 with Service Pack 3 or higher)
Input data file format	.stl, .slc
Network type and protocol	Ethernet, IEEE 802.3 10/100 Base-T
Power	
100 - 120 VAC +/-10% 50/60 Hz, 6 amps	15 amp, 115V
220 - 240 VAC +/-10% 50/60 Hz, 3 amps	8 amp, 230V
UPS power rating	2KVA minimum
Ambient Temperature	
Temperature range	23 °C +/- 3 °C (73 °F +/- 5 °F)
Maximum change rate	1 °C/hour (3.4 °F/hour)
Relative humidity	20 - 50 %, non condensing
Size	
Crated machine	W168 x D102 x H211 cm (W66 x D40 x H83 in)
Uncrated machine	W134 x D86 x H178 cm (W52.5 x D33.5 x H70 in)
Weight	
Crated machine	564 kg (1242 lb)
Uncrated machine	463 kg (1020 lb)
Options	
Interchangeable and Short/Shallow vats**	
Additional build platforms	
ProCure™ UV Curing Chamber	

System Warranty
One year from installation date. Includes parts, labor, and 3D Systems' software upgrades.

* Dependent upon part geometry, build parameters and material.

** Other vat sizes available

Standards and Regulations: This SLA system conforms to Federal Laser Product Performance Standards 21CFR1040.10 Class I laser in normal operation. During field service, emission levels can correspond to Class IV laser product. The Viper SLA system complies with CE requirements.



3D Systems Corporation
333 Three D Systems Circle
Rock Hill, SC 29730 U.S.A.

Tel: 803.326.4080
Toll-free: 800.889.2964
Fax: 803.324.8810

moreinfo@3dsystems.com
www.3dsystems.com
NASDAQ: TDSC

ANEXO D: Ficha técnica dos silicones Ecoflex® Gel da Smooth-On

Ecoflex® GEL**Platinum Cure Silicone Rubber For Special Effects**

www.smooth-on.com

PRODUCT OVERVIEW

Ecoflex® GEL is an extremely soft, platinum silicone rubber gel specifically designed for creating silicone makeup appliances, for cushioning, creating gaskets, encapsulation, and other applications requiring a very soft silicone material.

Ecoflex® GEL has a Shore hardness of 000-35, this is below the Shore 00 hardness scale. Because Ecoflex® GEL is so soft, it works very well as a silicone gel for filling encapsulated silicone makeup appliances and prosthetics. An infinite number of color effects can be achieved by adding Silc Pig® silicone pigments.

As Ecoflex GEL is very tacky when cured, in some situations, it is recommended that Ecoflex® GEL be encapsulated with another non-tacky platinum silicone such as Dragon Skin FX Pro, or another suitable membrane. Ecoflex® GEL is mixed 1A:1B by weight or volume. Rubber cures at room temperature (73°F / 23°C) with negligible shrinkage.

TECHNICAL OVERVIEW

Mix Ratio: 1A : 1B by weight or volume	
Mixed Viscosity, cps: 9300 (ASTM D-2393)	
Specific Gravity, g/cc: 0.98 (ASTM D-1475)	
Specific Volume, cu. in./lb.: 28.0 (ASTM D-1475)	
Pot Life: 15 minutes (73° F / 23°C) (ASTM D-2471)	
Cure time: 2 hours (73° F / 23°C)	
Color: Translucent	
Shore Hardness: 000-35 (ASTM D-2240)	
Elongation @ Break: >1000% (ASTM D-412)	
Shrinkage, in./in.: <.001 (ASTM D-2566)	
* All values measured after 7 days at 73°F / 23°C	

PROCESSING RECOMMENDATIONS**PREPARATION...**

Preparation - Materials should be stored in and used at room temperature (73°F / 23°C). These products have a limited shelf life and should be used as soon as possible. Rubber may be inhibited by sulfur based clays resulting in tackiness at the surface interface or a total lack of cure throughout the mold.

If compatibility between the rubber and the surface is a concern, a small-scale test is recommended. Apply a small amount of rubber onto a non-critical area. Inhibition has occurred if the rubber is gummy or uncured after the recommended cure time has passed.

USING ECOFLEX® GEL FOR MAKING SILICONE PROSTHETIC MAKEUP APPLIANCES...

Ecoflex® GEL can be used as a gel filler for creating silicone prosthetic appliances. In most cases, Ecoflex® GEL should be encapsulated. For example, Dragon Skin® FX-Pro can be stippled onto a mold surface (e.g. Shell Shock® released with Ease Release® 200) to create a membrane. Ecoflex® GEL can then be poured or injected into the mold to create a soft gel prosthetic encapsulated with strong, non-tacky Dragon Skin® FX-Pro silicone.

Applying a Release Agent - Although not always necessary, a release agent will make demolding easier when casting into most surfaces. Ease Release® 200 available from Smooth-On is a proven release agent for releasing silicone from silicone or other surfaces. **Because no two applications are quite the same, a small test application to determine suitability for your project is recommended if performance of this material is in question.**

MEASURING & MIXING

Before you begin, pre-mix Part B thoroughly. After dispensing required amounts of Parts A and B into mixing container (1A:1B by volume or weight), **mix thoroughly** making sure that you **scrape the sides and bottom of the mixing container several times**. For best results, 'double mix' the material by pouring the mixture into a new container, then continuing to mix until material is thoroughly blended.